



## ارزیابی تخمین‌گرهای مسیر حرکت پروتون برای بهبود حد تفکیک فضایی تصاویر مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون

احسان علی بیگی<sup>۱</sup>، زعفر ریاضی مبارکی<sup>۱\*</sup>، مجتبی عسکری<sup>۲</sup>، امیر موافقی<sup>۳</sup>  
 ۱. پژوهشکده فیزیک و شناگرها، پژوهشگاه علوم فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، صندوق پستی: ۸۴۸۶-۱۱۳۶۵، تهران - ایران  
 ۲. پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، صندوق پستی: ۱۱۳۶۵-۳۴۸۶، تهران - ایران  
 ۳. مرکز مهندسی مواد، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی: ۸۳۶-۱۴۳۹۵، تهران - ایران

\*Email: zafar.riazi@gmail.com

## مقاله پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۱۲/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۳/۲۲

## چکیده

مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون (pCT)، قابلیت کاهش عدم قطعیت ذاتی در پروتون‌درمانی با اندازه‌گیری مستقیم توان توقف نسبی (RSP) را دارد. پراکندگی‌های زاویه‌ای متعدد کوچک پروتون حاصل از پراکندگی چندگانه کولنی (MCS)، منجر به تضعیف حد تفکیک فضایی تصاویر pCT می‌شود. استفاده از مسیر محتمل حرکت (MLP) پروتون در بازسازی تصویر می‌تواند کاهش کیفیت تصویر در اثر MCS را جبران کند. MLP پروتون در محیط یکنواخت، مطابق با تابع توزیع احتمال خاصی صورت می‌پذیرد که برای هر پروتون قابل بررسی است. در این مطالعه، سیستم pCT با قابلیت ردیابی ذره به ذره با استفاده از کد Geant4 شبیه‌سازی شد. هدف شبیه‌سازی، بهبود حد تفکیک فضایی تصاویر حاصل از مدل‌های مختلف مسیر حرکت پروتون شامل مسیر خط مستقیم (SLP)، مسیر اسپلاین مکعبی (CSP) و مسیر محتمل حرکت MLP بوده است. فانتوم Catphan528، تحت تابش باریکه پروتونی 200 MeV قرار گرفت و مقادیر انرژی، موقعیت و جهت حرکت ذرات قبل و بعد از فانتوم توسط آشکارسازها ثبت شد. هم‌چنین ماتریس تصویر RSP با استفاده از ضرایب وزنی به دست آمده از اعمال تخمین‌گرهای مسیر حرکت SLP، CSP و MLP اصلاح شده و تصاویر به روش FBP بازسازی شد. نتایج حد تفکیک فضایی و خطای جذر میانگین مربعات (RMSE) تصاویر حاصل نسبت به داده‌های تصویر فانتوم مورد مقایسه قرار گرفت و نشان داد که روش MLP نسبت به سایر روش‌ها دارای خطای کم‌تر و حد تفکیک فضایی بهتر است. برای 100 هزار ذره پروتون با تغییر ابعاد پیکسل از 1 تا 0.1 میلی‌متر، حد تفکیک فضایی از 3 تا 9 جفت خط در هر سانتی‌متر افزایش یافت، درحالی‌که مقدار RMSE از 8.11٪ به 14.97٪ تغییر پیدا کرد.

کلیدواژه‌ها: مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون، بازسازی تصویر، شبیه‌سازی مونت کارلو، تخمین‌گر مسیر حرکت پروتون

## Evaluation of proton path estimators for spatial resolution modification in images obtained by Proton computed tomography

E. Alibeigi<sup>1</sup>, Z. Riazi<sup>1\*</sup>, M. Askari<sup>2</sup>, A. Movafeghi<sup>3</sup>

1. Physics and Accelerators Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box:11365-8486, Tehran-Iran
2. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, P. O. Box 11365-3486, Tehran - Iran
3. Leading Materials Organization, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.BOX: 14395-836, Tehran-Iran

## Research Article

Received 1.3.2022, Accepted 12.6.2022

## Abstract

Proton computed tomography (pCT) can reduce proton therapy uncertainty by measuring Relative Stopping Power (RSP) directly. The spatial resolution of the pCT images decreases due to the multi colomb scattering (MCS) of protons inside the phantom. This reduction of image quality can be compensated by using the most probable proton path in the reconstruction algorithm. In this study, a pCT system was simulated by particle-to-particle tracking of protons using the Geant4 toolkit. This simulation improves the spatial resolution of images obtained from applying different estimators of the proton path, including straight line path (SLP), cubic spline path (CSP), and most likely path (MLP). The Catphan528 phantom was irradiated with 200MeV protons. The energy, position, and direction of the particle were recorded before and after the phantom. The RSP image matrix was modified by weighing factors obtained using SLP, CSP, and MLP path estimators and image was reconstructed using FBP. Spatial resolution and root mean square errors (RMSE) were compared to phantom image data. According to the results, the MLP method is less error-prone and more accurate than other methods in resolving spatial resolutions. For 100,000 protons, with image resolution ranging from 1 to 0.1 mm, the spatial resolution increased from 3 to 9 line pairs/cm, while the RMSE increased from 8.11% to 14.97%.

**Keywords:** Proton computed tomography, Image reconstruction, Monte Carlo simulation, Proton path estimator

## ۱. مقدمه

پروتون‌درمانی نوع دقیقی از پرتودرمانی با باریکه خارجی است که از پروتون‌های انرژی بالا جهت تخریب بافت‌های سرطانی استفاده می‌کند و در مقایسه با روش‌های درمان متداول با پرتو ایکس و الکترون، دزهای بالاتری در منطقه هدف ایجاد می‌کند که می‌تواند منجر به بهبود نتایج درمانی برای برخی از انواع سرطان و کاهش عوارض جانبی شود [۱-۳]. عدم قطعیت در موقعیت‌یابی بیمار و محاسبات برد باریکه پروتونی در نرم‌افزار طرح درمان و همچنین تغییرات داخلی تومور، آناتومی بیمار و آرتیفکت‌های تصویر می‌تواند استفاده بهینه از قابلیت قله براگ در توزیع دز این روش درمانی را به خطر انداخته و از این رو با توسعه پروتون‌درمانی، ضرورت وجود یک سیستم تصویربرداری جهت تعیین دقیق محل بافت توموری و پیش‌بینی برد پروتون در طراحی درمان برای بیش‌ترین انطباق و کم‌ترین عدم قطعیت که حاشیه ایمنی هدفمندی ایجاد کند، بیش از پیش احساس می‌شود [۴-۶].

راهکارهای افزایش دقت در طراحی درمان پروتون‌درمانی بستگی به صحت اطلاعاتی دارد که برای محاسبه توان توقف نسبی ( $RSP^1$ ) در بدن بیمار به کار می‌رود. این اطلاعات از تصاویر مقطع‌نگاری رایانه‌ای پرتو ایکس ( $xCT^2$ ) و با استفاده از منحنی کالیبراسیون موردنیاز برای تبدیل اعداد هانسفیلد به  $RSP$  حاصل می‌شود [۷-۱۰]. این تبدیل یک منبع مهم برای افزایش عدم قطعیت‌های محاسبه برد باریکه پروتونی است که به طور معمول منجر به ایجاد ۳ تا ۵ درصد عدم قطعیت در محاسبه برد باریکه پروتونی در طراحی درمان می‌شود. روش‌های تصویربرداری  $xCT$  با دو انرژی و کنتراست فازی پرتو ایکس نیز عدم قطعیت در محاسبه توان توقف پروتون را کاهش می‌دهد اما علی‌رغم توانایی این روش‌ها برای برنامه‌های تشخیصی و طراحی درمان پروتون‌درمانی، هنوز برنامه‌های کالیبراسیون را شامل می‌شود که به هیچ‌وجه محدودیت روش محاسبه  $RSP$  را حذف نمی‌کنند [۱۱-۱۳]. در حالت ایده‌آل، سیستم پروتون‌درمانی نیازمند تصویری است که این خطاها در آن حذف شده باشد و نقشه  $RSP$  به صورت مستقیم محاسبه شود.

محاسبه مستقیم نقشه  $RSP$  با استفاده از تصاویر مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون ( $pCT^3$ )، ضمن حذف عدم قطعیت ناشی از جابه‌جایی و انتقال بیمار، پیچیدگی‌های استفاده از منحنی‌های کالیبراسیون جهت تعیین  $RSP$  را ندارد. این روش

در حال حاضر در مرحله توسعه پیش‌بالینی قرار داشته و در عصر حاضر به یک حوزه تحقیقاتی تصویربرداری پزشکی تبدیل شده است [۱۳-۱۵].

پروتون‌ها هنگام عبور از ماده، بیش‌تر انرژی خود را از طریق برخوردی غیرالاستیک با الکترون‌های اتمی بیرونی از دست می‌دهند که منجر به یونیزاسیون و برانگیختگی می‌شود. علاوه بر این، آن‌ها با پراکندگی زاویه‌ای کوچک متعدد از هسته‌های ماده هدف (پراکندگی چندگانه کولنی ( $MCS^4$ ))، دچار انحراف می‌شوند. این دو فرایند اصلی که بارها در طول مسیر ماکروسکوپی پروتون اتفاق می‌افتد، به طور تصادفی منجر به از دست دادن انرژی و انحراف از جهت اصلی باریکه‌ی پروتونی می‌شود [۱۶-۲۰].

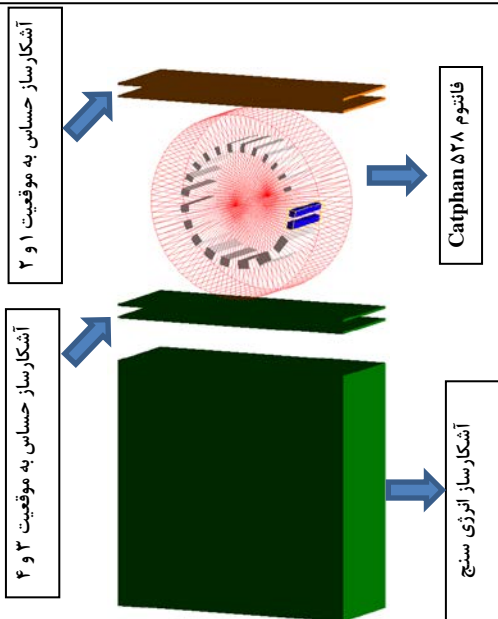
با این تفاسیر سیستم تصویربرداری پروتونی با اتکا به نوع برهم‌کنش آن با ماده، به سه روش (۱) تضعیف ذرات باردار، (۲) پراکندگی هسته‌ای و (۳) ردیابی ذرات به همراه نهشت انرژی قابل انجام است. در همین راستا کهلر و همکاران در سال ۱۹۶۸ نشان دادند که تضعیف باریکه پروتونی در مقایسه با پرتو ایکس تصاویری با کنتراست بهتر، دز پایین‌تر ولی حد تفکیک فضایی ضعیف تولید می‌کند [۲۱]. به همین منظور هانسون و همکارانش در سال ۱۹۷۹ نشان دادند که با اندازه‌گیری انرژی پروتون‌های عبوری می‌توان حد تفکیک فضایی تصاویر را بهبود بخشید. در نتیجه طرح مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون را در سال ۱۹۸۱ با روش اندازه‌گیری انرژی باقی‌مانده در جمع‌آوری پروجکشن‌های لازم برای تشکیل تصویر ارائه کردند [۷، ۸].

اساس عملکرد تصویربرداری به روش نهشت انرژی برای بررسی تغییرات انرژی پروتون در عبور از هدف به‌عنوان معیاری برای اندازه‌گیری چگالی الکترونی آن است؛ به طوری که اتلاف انرژی پروتون‌هایی که از یک جسم عبور می‌کنند با انتگرال مسیر چگالی الکترون رابطه دارد. از این رابطه می‌توان برای بازسازی توزیع چگالی الکترونی استفاده کرد. در اندازه‌گیری میزان تضعیف پرتو ایکس نیز از رابطه‌ای مشابه استفاده می‌شود با این تفاوت که پرتوهای ایکس مسیر مستقیم را تا رسیدن به آشکارساز طی می‌کنند ولی پروتون‌ها در اثر  $MCS$  مسیر منحنی‌واری را طی می‌کنند [۱۷، ۱۸].

به علت افت حد تفکیک فضایی در اثر  $MCS$ ، قیمت بالای شتاب‌دهنده‌ها و افزایش علاقه‌مندی به تصویربرداری با پرتو ایکس برای اهداف تشخیصی، مطالعات بیش‌تر بر روی تصویربرداری پروتون تا دهه‌ی ۹۰ میلادی راکد ماند [۱۴].

1. Relative Stopping Power
2. X-Ray Computed Tomography
3. Proton Computed Tomography





شکل ۱. مدل سازی مقطع نگاری رایانه ای پروتون به روش نهشت انرژی به همراه فانتوم Catphan ۵۲۸. آشکارسازهای حساس به موقعیت ذره و انرژی سنج.

انتگرال نهشت انرژی پروتون ها در فانتوم جهت محاسبه توان توقف نسبی از طریق رابطه ۱، معروف به بته- بلاخ به دست می آید:

$$\frac{dE}{dx}(x) = \eta_e S(I(r), E(r))$$

$$S(I(r), E(r)) = k \frac{1}{\beta^2(E)} \left[ \ln \left( \frac{r_{mecr} \beta(E)}{I(r) (1 - \beta^2(E))} \right) - \beta^2(E) \right] \quad (1)$$

$$\int_S \eta_e(r) dx = \int_{E_{out}}^{E_{in}} \frac{dE}{S(I_{water}, E)} \quad (2)$$

که در رابطه (۱)،  $r$  موقعیت مکانی،  $\eta_e$  چگالی الکترونی نسبی،  $I(r)$  پتانسیل متوسط یونیزاسیون هدف و  $E(r)$  انرژی پروتون در نقطه  $r$  می باشد. تغییرات مقدار  $I$  نسبتاً کوچک و وابستگی تابع  $S$  به  $I$  با توجه به لگاریتمی بودن تغییرات، نسبتاً کم است [۱۷]. در رابطه (۲) با در دست داشتن مقدار  $I$  برای آب ( $7\delta eV$ ) و اندازه گیری مقادیر انرژی ورودی ( $E_{in}$ ) و خروجی ( $E_{out}$ ) می توان انتگرال سمت راست را به صورت عددی محاسبه کرد.

## ۲.۲ ساختار شبیه سازی سیستم تصویربرداری pCT در کد Geant4

شبیه سازی شامل انتخاب فیزیک لیست، هندسه، پارامترهای ورودی چشمه و خروجی می باشد. برای افزایش دقت شبیه سازی در مباحث هادرونی از فیزیک لیست QGSP\_BIC\_EMY

حالی که تفاوت های اساسی در فرایندهای برهم کنش فیزیکی بین فوتون ها و پروتون ها وجود دارد. نگرش جدید نسبت به موضوع تصویربرداری با پروتون از آغاز دهه ۹۰ میلادی به علت افزایش علاقه مندی به پروتون درمانی و نیاز به یک طراحی دقیق و هدفمند درمان موضعی که شامل تأیید برد و موقعیت بیمار است، ابعاد جدیدی از مطالعات را به منظور بهبود pCT برای استفاده در فاز بالینی رقم زد [۱۴].

در راستای بررسی کمی و کیفی عوامل مؤثر در بازسازی تصاویر pCT ضروری است بین حد تفکیک چگالی، فضایی و مقدار دز مصالحه ای ایجاد و حالت بهینه انتخاب شود. در این ارزیابی یک سیستم تصویربرداری pCT با قابلیت ردیابی ذره به ذره در کد مونت کارلو Geant4 شبیه سازی و حد تفکیک فضایی تصاویر با انتخاب فانتوم استاندارد و حد تفکیک بالای Catphan ۵۲۸ در روش FBP<sup>۱</sup> با پیاده سازی تخمین گرهای مسیر حرکت مختلف SLP<sup>۲</sup>، CSP<sup>۳</sup> و MLP<sup>۴</sup> بازسازی شد. تصاویر حاصل از اعمال تخمین گرها در ابعاد پیکسل از نظر خطا و حد تفکیک فضایی مقایسه شد.

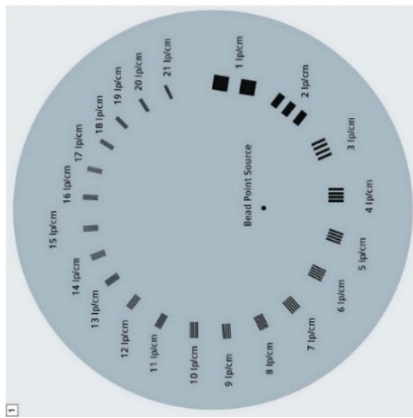
## ۲. شبیه سازی

### ۱.۲ مدل سازی سیستم تصویربرداری pCT در کد Geant4

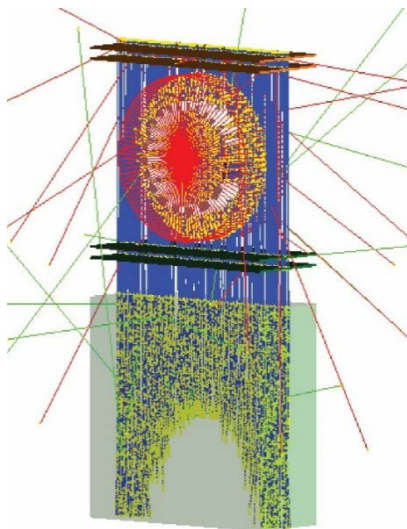
جعبه ابزار شبیه سازی Geant4 یک کتابخانه کامپیوتری با هدف کلی برای شبیه سازی برهم کنش ذرات با ماده دارد. در میان بسیاری از فرایندهای فیزیکی پیاده سازی شده در Geant4، یک مدل غیرگوسی پیچیده MS وجود دارد که دقت آن با داده های تجربی تأیید شده است [۱۹]. در این مطالعه از قابلیت های بسیار عالی کد مونت کارلو Geant4 در مباحث برهم کنش های هادرونی و انتخاب مدل های متنوع برهم کنش های الکترومغناطیسی ذره با ماده استفاده شده است. سیستم pCT با قابلیت ردیابی پروتون به صورت ذره به ذره از مجموعه ای از آشکارسازهای حساس به موقعیت (PSD<sup>۵</sup>) به منظور ثبت موقعیت و زاویه پروتون ها هنگام ورود و خروج از فانتوم و یک آشکارساز انرژی سنج به منظور ثبت انرژی باقی مانده پروتون ها بعد از عبور از فانتوم تشکیل شده است [۲۲]. شکل ۱ سیستم pCT شبیه سازی شده در کد مونت کارلو Geant4 را به همراه اجزای تشکیل دهنده آن نشان می دهد.

1. Filtered Back Projection
2. Straight Line Path
3. Cubic Spline Path
4. Most Likely Path
5. Position Sensitive Detector





شکل ۲. فانتوم استاندارد حد تفکیک بالای Catphan۵۲۸ [۲۳].



شکل ۳. نمایی از شلیک ۳۰۰ پروتون در مدل شبیه‌سازی pCT.

### ۳. بازسازی تصویر

اطلاعات تصویر در تصویربرداری به روش pCT از انتگرال نهشت انرژی پروتون در طول مسیر بین چشمه تا آشکارساز تشکیل می‌شود و تصویر با پردازش پروجکشن‌های جمع‌آوری شده از جسم مدنظر در زوایای مختلف به‌دست می‌آید. در صورتی که برای بازسازی داده‌های حاصل از pCT از روش رایج بازسازی تحلیلی FBP مبتنی بر حل مسأله مستقیم استفاده شود، مسیر حرکت پروتون به صورت یک خط مستقیم در نظر گرفته می‌شود. انحراف پروتون در اثر MCS مسیر حرکت آن در داخل ماده را از خط مستقیم خارج می‌کند که منجر به تضعیف حد تفکیک فضایی تصاویر حاصل می‌شود.

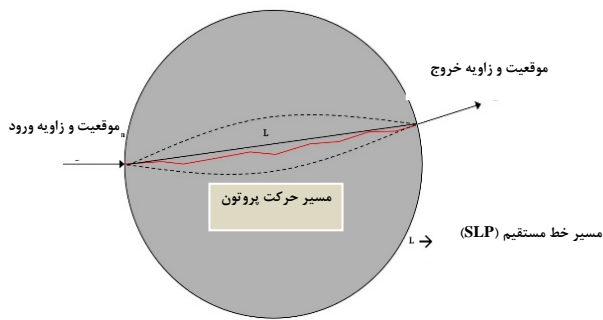
مطالعات مونت‌کارلوی مختلفی نشان داد که استفاده از FBP جهت بازسازی به لحاظ زمانی به‌عنوان نخستین ارزیابی از هدف در طی مراحل تأیید موقعیت بیمار قبل از درمان، مناسب است [۲۳].

استفاده شد. در این لیست، QGSP مدل‌های هادرونی را برای نوکلئون‌ها، BIC مدل‌های غیرالاستیک برای یون‌ها و EMY مدل‌های الکترومغناطیسی را برای همه ذرات در نظر می‌گیرد. هندسه مورد مطالعه شامل فانتوم جهت بررسی حد تفکیک فضایی، خط باریکه از شتاب‌دهنده تا فانتوم، سیستم ردیابی ذره به ذره قبل و بعد از فانتوم (آشکارسازهای PSD) و آشکارساز انرژی‌سنج می‌باشد. طراحی هندسه به‌طور کلی شامل شکل و انتخاب مواد مورد استفاده است که کد Geant4 بر اساس این مواد جدول سطح‌مقطع برهم‌کنش‌ها را در مرحله شروع اجرای برنامه تشکیل می‌دهد.

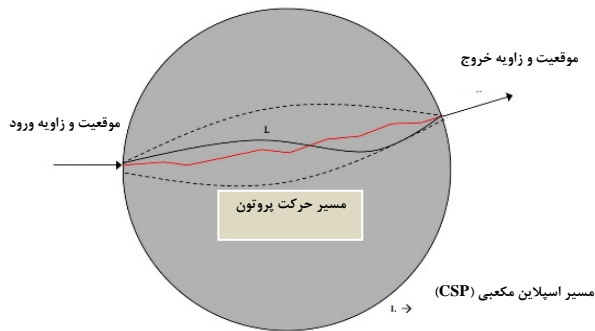
جهت ارزیابی کمی و کیفی حد تفکیک فضایی، فانتوم استاندارد Catphan۵۲۸ که شامل یک استوانه آب به قطر ۱۵ سانتی‌متر، ارتفاع ۳ سانتی‌متر و ۲۱ میله فانتوم با حد تفکیک متفاوت است، شبیه‌سازی شد. تیغه‌های آلومینیومی به کار رفته در میله فانتوم‌ها دارای ضخامت ۲ میلی‌متر و در شعاع ۵ سانتی‌متری به صورت دایره‌ای در نظر گرفته شده است (شکل ۲). آشکارسازهای PSD به فاصله ۱ سانتی‌متری قبل و بعد از فانتوم‌ها در نظر گرفته شد. چشمه با فاصله ۵ سانتی‌متر از ابتدای فانتوم به صورت صفحه‌ای در محدوده ارتفاع ۱۰- الی ۱۰ سانتی‌متری و پروتون‌های تک‌انرژی ۲۰۰ MeV انتخاب شد. با چرخش ۳۶۰ درجه‌ای فانتوم با گام ۱ درجه، مکان و زاویه ورود پروتون به فانتوم و مکان و زاویه خروج آن از فانتوم و همچنین انرژی باقی‌مانده‌ی هر یک از پروتون‌ها به‌وسیله آشکارسازها به صورت لسیت مد ثبت و در فایل خروجی نرم‌افزار root ذخیره شد. سپس انتگرال سمت راست رابطه (۲) در نرم‌افزار متلب محاسبه شده و پروجکشن‌های حاصل در ماتریس سینوگرام با ابعاد ۳۶۰×۲۰۰ برای فانتوم Catphan۵۲۸ ذخیره شد تا پس از بازسازی تصاویر حاصل از ماتریس‌های سینوگرام، حد تفکیک فضایی بررسی شود.

شکل ۳ تصویری از اجزای طراحی‌شده در مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با کد مونت‌کارلو Geant4 را نشان می‌دهد که در آن ۳۰۰ ذره پروتون به سمت فانتوم Catphan۵۲۸ شلیک شده است. مسیر حرکت و برهم‌کنش پروتون‌ها با فانتوم در آشکارسازهای PSD و انرژی‌سنج شکل ۳ نشان داده شده است. تغییرات پروفایل نهشت انرژی در آشکارساز انرژی‌سنج، نشان‌دهنده تغییرات RSP در مسیر حرکت است.





شکل ۴. تخمین گر مسیر SLP در قیاس با مسیر حرکت پروتون.



شکل ۵. تخمین گر مسیر CSP در قیاس با مسیر حرکت پروتون.

### ۳.۲ تخمین گر مسیر حرکت MLP

با توجه به تصادفی بودن ماهیت پراکندگی پروتون‌ها داخل ماده، اطلاعات دقیقی از مسیر حرکت در دسترس نیست. نظریه پراکندگی زاویه کوچک مولیر یکی از تقریب‌های پراکندگی است که در مورد ذرات باردار مورد استفاده قرار می‌گیرد اما به دلیل پیچیدگی‌های محاسباتی، می‌توان از تقریب گاوسی آن برای استخراج تابع احتمال جابه‌جایی و زاویه در داخل جسم (تخمین گر مسیر حرکت پروتون) استفاده کرد.

نظریه‌های پراکندگی MCS این امکان را فراهم می‌کند تا تخمین‌هایی از مسیر حرکت پروتون در داخل ماده با درجات مختلف دقت به دست آید. استفاده از تخمین‌گرها به منظور اعمال اثرات پراکندگی چندگانه کولنی در محاسبه محتمل‌ترین مسیر حرکت پروتون در داخل ماده بر اساس داده‌های مکانی و زاویه‌ای آن‌ها در نقاط ورودی و خروجی، در بازسازی داده‌های حاصل از pCT و بهبود حد تفکیک فضایی مورد توجه قرار گرفته است (شکل ۶) [۱۷-۲۰]. بر همین اساس ویلیامز و همکاران یک رابطه چند جمله‌ای درجه پنج مطابق رابطه ۴ را توصیف کردند:

$$l(u) = \alpha_0 + \alpha_1 u + \alpha_2 u^2 + \alpha_3 u^3 + \alpha_4 u^4 + \alpha_5 u^5 \quad (4)$$

MCS یک فرایند آماری است که از برهم‌کنش‌های الاستیک بی‌شمار بین یک ذره باردار و هسته‌های ماده هدف تشکیل می‌شود. بنابراین مسیر حرکت پروتون در داخل ماده از توزیع احتمالی خاصی پیروی می‌کند. تشخیص مسیر واقعی طی شده توسط پروتون در داخل ماده عملاً غیرممکن است، به همین منظور روش‌های مختلفی برای پیش‌بینی مسیر احتمالی پروتون ارائه شده است این مسیر احتمالی، بر اساس نظریه‌های پیچیده ریاضی MCS قابل محاسبه است که نیازمند اطلاعات موقعیت ورود و خروج پروتون‌ها است. با پیشرفت‌های موجود در فن‌آوری آشکارسازها (PSD) برای ثبت مکان و جهت هر پروتون در ورودی و خروجی بیمار یا فانتوم، امکان ردیابی ذره به ذره پروتون مقدور است که امکان استفاده از تخمین‌گرها بر اساس مسیرهای منحنی‌وار را فراهم می‌کند [۲۴، ۲۵]. در حالی که نگرانی اصلی در به دست آوردن محتمل‌ترین مسیر حرکت پروتون‌ها است، بهبود زمان محاسباتی نیز باید مورد توجه قرار گیرد. به همین منظور از روش‌های تخمین مسیر مختلف SLP، CSP و MLP جهت اصلاح ماتریس سینوگرام استفاده شد.

### ۱.۳ تخمین گر مسیر حرکت SLP

تخمین گر مسیر خط مستقیم (SLP) به‌عنوان ساده‌ترین روش تخمین مسیر پروتون‌های عبوری از داخل ماده به حساب می‌آید که از خط واصل بین نقاط ورود و خروج پروتون تشکیل می‌شود. همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده است در این روش، فاصله معنی‌داری بین مسیر اصلی و تخمینی وجود دارد [۱۷، ۲۶].

### ۲.۳ تخمین گر مسیر حرکت CSP

با توجه به این که علاوه بر موقعیت مکانی پروتون‌ها در ورودی و خروجی ماده، زاویه حرکت آن‌ها نیز مشخص است می‌توان با برازش یک چند جمله‌ای مرتبه ۳ به مختصات دو نقطه ورود و خروج پروتون، از یک راه جایگزین و از نظر ریاضی ساده‌تر برای تخمین بهتری از مسیر حرکت پروتون در داخل ماده نسبت به تخمین گر SLP به دست آورد. این تخمین گر تحت عنوان CSP شناخته می‌شود و از رابطه چندجمله‌ای شماره ۳ دست می‌آید.

$$l(u) = \alpha + bu + cu^2 + du^3 \quad (3)$$

ضرایب  $a$ ،  $b$ ،  $c$  و  $d$  با اعمال شرایط مرزی در نقطه ورود و خروج در شکل ۵، تعیین می‌شوند [۱۷].



ازای ۱۰۰ هزار ذره اولیه فرودی در فایل خروجی نرم‌افزار root موجود است. با توجه به این اطلاعات، انتگرال نهشت انرژی اصلاح‌شده برای بهبود کیفیت تصویر مورد استفاده قرار گرفت، به طوری که در هر مسیر انتگرال نهشت انرژی به تعداد ذرات عبوری از هر پیکسل آشکارساز تقسیم شده و سینوگرام اصلاح شده به دست آورده شد و با استفاده از الگوریتم FBP مورد بازسازی قرار گرفت.

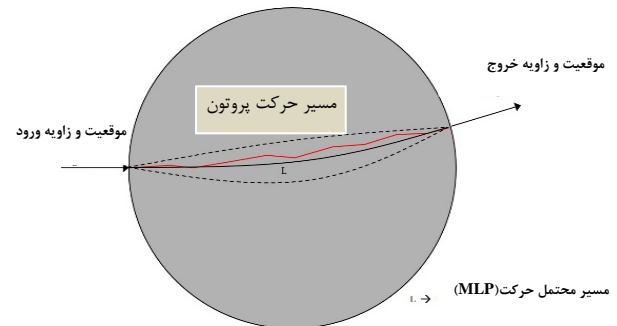
در حالت سوم، ابتدا طول مسیر عبور پروتون از هر پیکسل با استفاده از هر یک از روش‌های تخمین مسیر محاسبه شده و به هر پیکسل ضریب وزنی متناسب با طول عبوری پروتون تخصیص می‌یابد. این ضرایب، بیانگر سهم نهشت انرژی در هر پیکسل است. ماتریس سینوگرام اولیه با اعمال این ضرایب اصلاح شده و تصاویر با استفاده از FBP بازسازی می‌شود.

از آنجایی که ابعاد پیکسل‌ها در تعیین حد تفکیک فضایی تصویر تأثیرگذارند، به منظور بررسی اثر اعمال تخمین‌گرهای مسیر SLP، CSP و MLP بر بهبود حد تفکیک فضایی، تصاویر فانتوم حاصل از بازسازی به ازای سه تقسیم‌بندی ابعاد پیکسل ۱، ۰/۵ و ۰/۱ میلی‌متر به دست آمد. پروجکشن‌های حاصل از نتایج حل RSP در طول مسیر حرکت پروتون برای فانتوم Catphan528، به ماتریس تصویر با ابعاد ۲۰۰×۳۶۰ تبدیل شد و جهت ارزیابی بهبود کیفیت تصاویر حاصل از اعمال روش‌های تخمین‌گر مسیر حرکت پروتون در بازسازی از نظر تأثیر MCS نتایج حاصل با سایر حالت‌ها مورد مقایسه قرار گرفت.

#### ۴. نتایج

شکل‌های ۷، ۸ و ۹ به ترتیب پروفایل پروجکشن انتگرال نهشت انرژی به ازای ۱۰۰ هزار ذره پروتون فرودی در فانتوم Catphan528 برای زاویه‌ی صفر درجه، سینوگرام و تصویر مقطعی حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی به روش FBP را نشان می‌دهند. پروجکشن انتگرال نهشت انرژی پروتون به دلیل تغییر ضخامت و ترکیب تیغه‌های آلومینیمی به کار رفته در طول مسیر ذرات تغییر می‌کند که بیانگر حساسیت روش pCT به تغییرات چگالی ایجادشده در فانتوم Catphan528 است. همان‌طور که از بررسی سینوگرام و تصویر مقطعی حاصل در شکل‌های ۸ و ۹ مشخص است، نسبت سیگنال به نویز پایین بوده و قدر تفکیک فضایی تصویر ۲ line pairs/cm است.

که در آن پارامترهای  $a_i$  به عنوان پارامترهای موجود برازش منحنی نتایج حاصل از داده‌های شبیه‌سازی برای پروتون‌های ۲۰۰ مگا الکترون‌ولتی عبوری از یک فانتوم آب یکنواخت به دست می‌آید که در جدول ۱ گزارش شده است.



شکل ۶. تخمین‌گر مسیر MLP در قیاس با مسیر حرکت پروتون.

جدول ۱. ضرایب چند جمله‌ای تخمین‌گر MLP به عنوان تابعی از عمق نفوذ برای پروتون با انرژی ۲۰۰ MeV [۱۷]

|       |                          |
|-------|--------------------------|
| $a_0$ | $7,457 \times 10^{-6}$   |
| $a_1$ | $4,548 \times 10^{-7}$   |
| $a_2$ | $-5,777 \times 10^{-8}$  |
| $a_3$ | $1,301 \times 10^{-8}$   |
| $a_4$ | $-9,228 \times 10^{-10}$ |
| $a_5$ | $2,687 \times 10^{-11}$  |

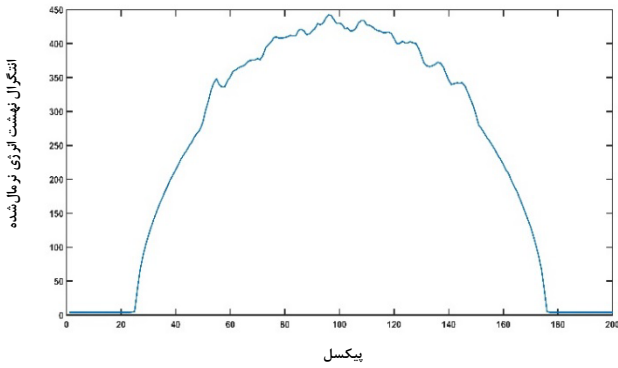
#### ۴.۳ بازسازی تصویر با الگوریتم FBP

اولین حالت در نظر گرفته‌شده برای بازسازی تصاویر استفاده از الگوریتم FBP است. به طوری که در هر زاویه، میزان نهشت انرژی پروتون اندازه‌گیری شده و به مجموع نهشت انرژی پیکسل‌های مسیر پروتون عبوری نسبت داده می‌شود، در این روش سهم یکسانی برای هر پیکسل در طول مسیر در نظر گرفته شده و با حل مسأله مستقیم سینوگرام انتگرال نهشت انرژی پروتون در مسیر حرکتی به دست آورده شد، جهت کاهش تارشدگی و افزایش کیفیت تصویر حاصل، فیلتر Hann مورد استفاده قرار گرفت.

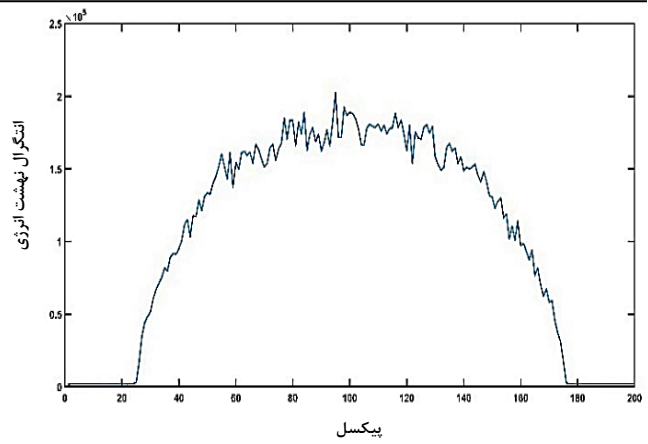
در حالت دوم، با توجه این‌که تعداد پروتون‌هایی که از داخل ماده در بخش‌های مختلف فانتوم عبور می‌کنند، متفاوت بوده لازم است تا انتگرال نهشت انرژی به دست آورده شده در هر پیکسل نسبت به تعداد ذرات عبوری از آن پیکسل نرمال شود. از آنجایی که در طراحی pCT از آشکارسازهای حساس به موقعیت ذره جهت ردیابی استفاده شده است، اطلاعات موجود در هر پیکسل آشکارسازها در حین ورود و خروج از فانتوم به



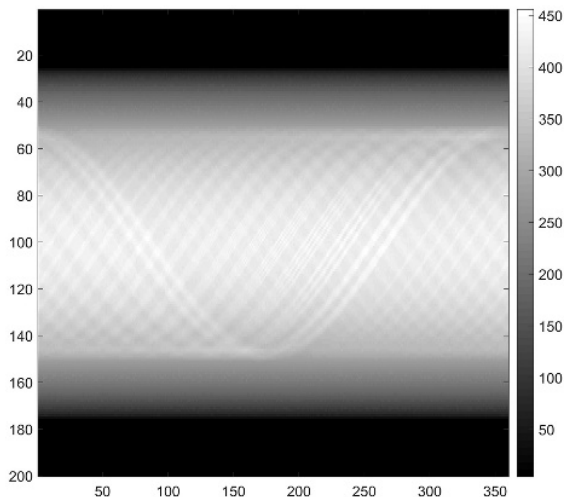
شکل‌های ۱۰، ۱۱ و ۱۲ به ترتیب پروفایل پروجکشن پروجکشن انتگرال نهشت انرژی اصلاح شده به ازای ۱۰۰ هزار ذره پروتون فرودی در فانتوم Catphan ۵۲۸ برای زاویه صفر درجه، سینوگرام و تصویر مقطعی اصلاح شده حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی به روش FBP را نشان می‌دهند.



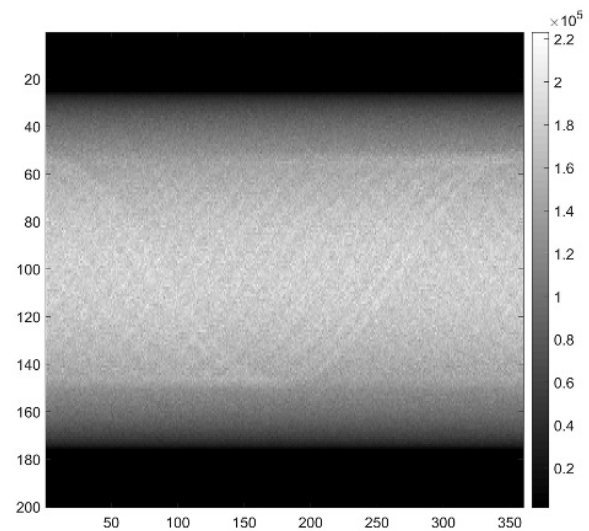
شکل ۷. پروفایل پروجکشن انتگرال نهشت انرژی اصلاح شده در زاویه صفر درجه.



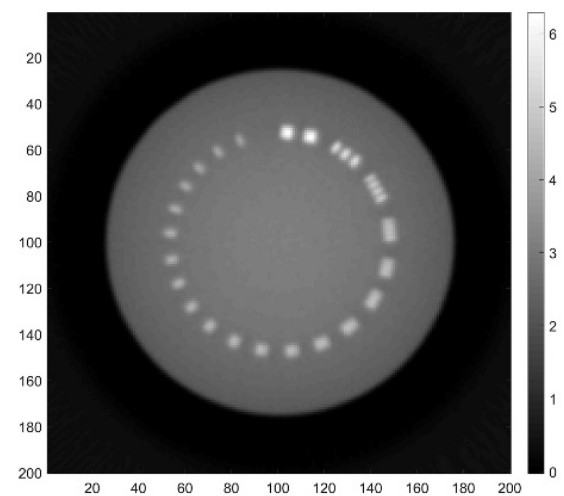
شکل ۱۰. پروفایل پروجکشن انتگرال نهشت انرژی اصلاح شده در زاویه صفر درجه.



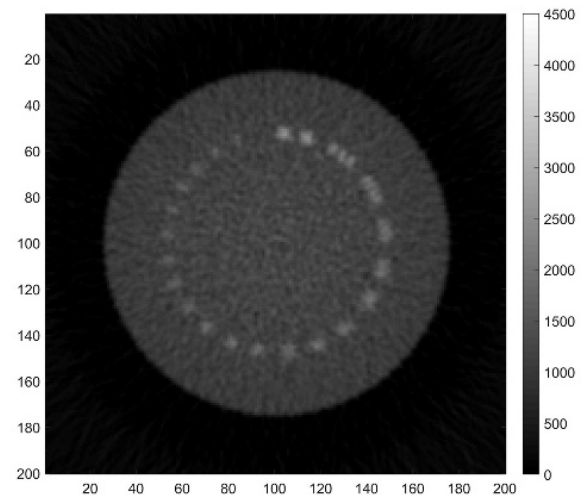
شکل ۸. سینوگرام در الگوریتم FBP.



شکل ۱۱. سینوگرام اصلاح شده در الگوریتم FBP.

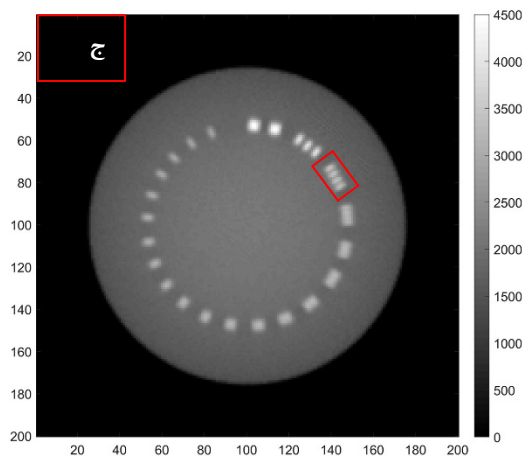
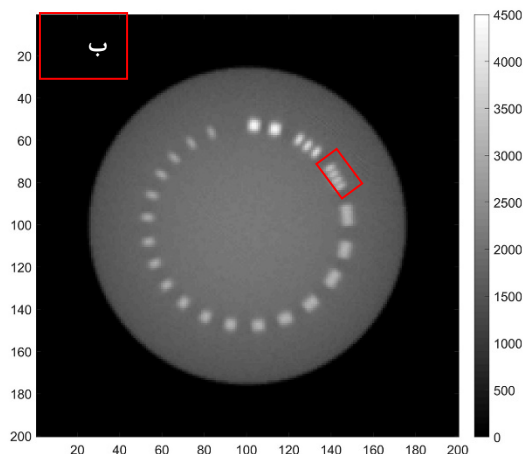
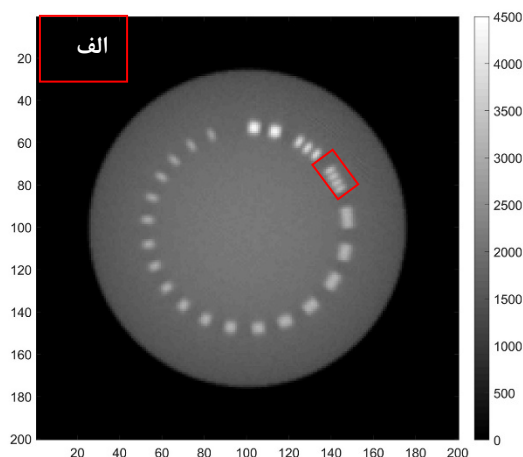


شکل ۹. تصویر حاصل از بازسازی پروجکشن‌های انتگرال نهشت انرژی با الگوریتم FBP.



شکل ۱۲. تصویر حاصل از بازسازی سینوگرام اصلاح شده در الگوریتم FBP.





شکل ۱۳. تصویر حاصل از بازسازی پروجکشن‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر الف (SLP، ب) CSP و ج) MLP در ابعاد پیکسل ۱ میلی‌متر.

در فرایند اصلاح سینوگرام، با توجه به نرمال کردن انتگرال نهشت انرژی به تعداد پروتون‌های عبوری، حد تفکیک فضایی تصاویر حاصل به دلیل اختلاف RSP نسبتاً زیاد بین مواد تشکیل‌دهنده فانتوم Catphan 528 بهبود پیدا می‌کند اما این امر باعث کاهش کنتراست تصویر شده و در مواد با RSP نزدیک به هم نمود، نمایان‌تر است. به همین دلیل الگوریتم‌های تخمین‌گر مسیر حرکت پروتون گزینه مناسب‌تری برای بهبود حد تفکیک فضایی و کنتراست خواهد بود.

همان‌طور که از بررسی سینوگرام و تصویر مقطعی حاصل در شکل‌های ۱۱ و ۱۲ مشخص است، نتایج به دست آمده در مقایسه با روش FBP منجر به بهبود نسبت سیگنال به نویز شده و حد تفکیک فضایی تصویر حاصل در این روش ۳ line pairs/cm می‌باشد.

شکل‌های ۱۳ به ترتیب تصاویر مقطعی فانتوم حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر SLP، CSP و MLP در ابعاد پیکسل ۱ میلی‌متر و به ازای ۱۰۰ هزار ذره پروتون فرودی نشان می‌دهد.

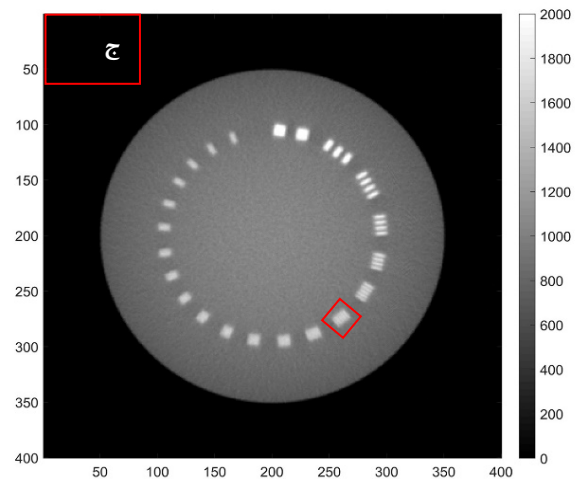
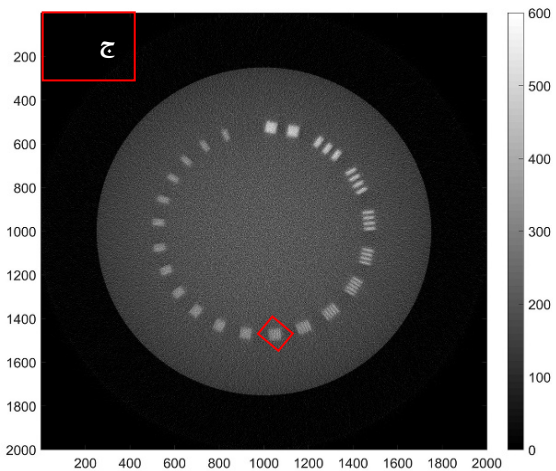
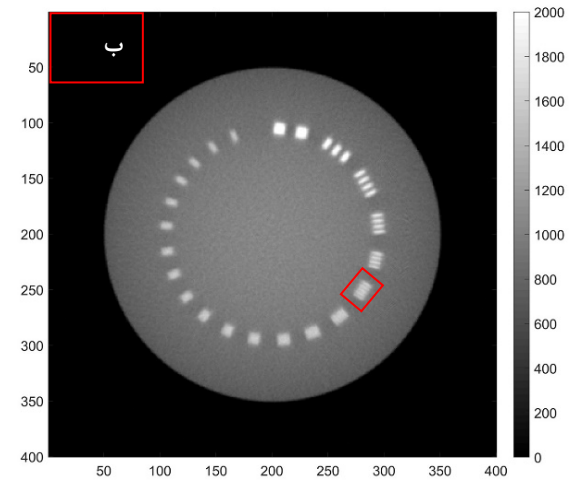
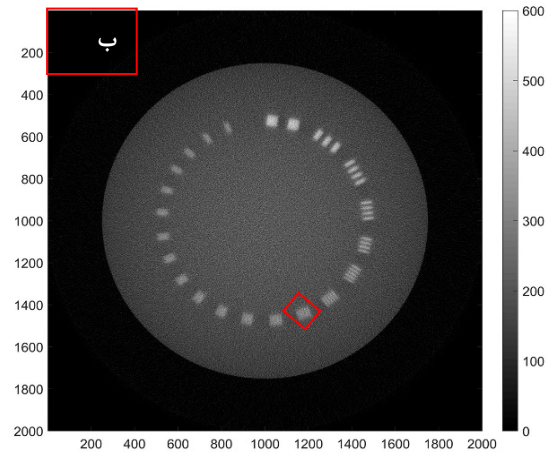
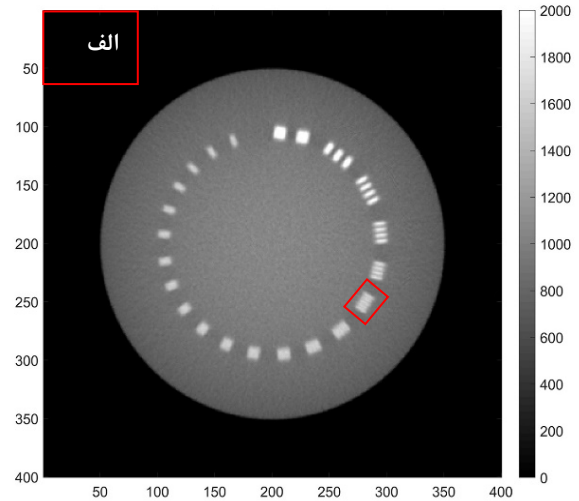
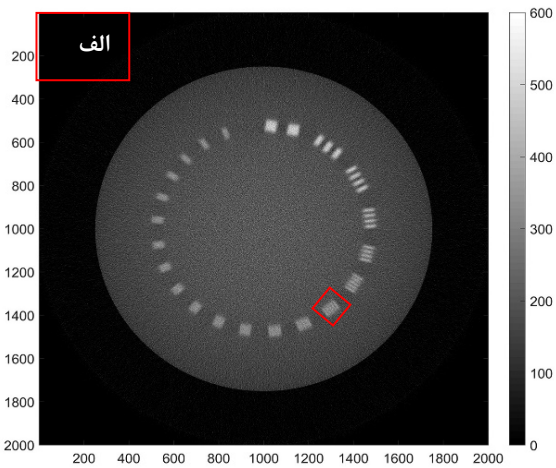
شکل‌های ۱۴ به ترتیب تصاویر مقطعی فانتوم حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر SLP، CSP و MLP در ابعاد پیکسل ۰/۵ میلی‌متر و به ازای ۱۰۰ هزار ذره پروتون فرودی نشان می‌دهد.

شکل‌های ۱۵ به ترتیب تصاویر مقطعی فانتوم حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر SLP، CSP و MLP در ابعاد پیکسل ۰/۱ میلی‌متر و به ازای ۱۰۰ هزار ذره پروتون فرودی نشان می‌دهد.

بررسی نتایج تصاویر با اعمال تخمین‌گرهای مسیر پروتون در ابعاد پیکسل مختلف نشان می‌دهد با کوچک شدن اندازه پیکسل‌ها، روش MLP منجر به بهبود بیشتر در کیفیت حد تفکیک فضایی تصاویر می‌شود. این می‌تواند به این دلیل باشد که با کوچک شدن اندازه پیکسل‌ها، احتمال تخصیص درست سهم نهشت انرژی پروتون مربوط به هر پیکسل افزایش می‌یابد. در جدول ۲، مقایسه حد تفکیک فضایی روش‌های تخمین‌گر مسیر اعمال شده برحسب اندازه پیکسل‌های مختلف به طور خلاصه آورده شده است.







شکل ۱۵. تصویر حاصل از بازسازی پروجکشن‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر الف (SLP، ب) CSP و ج) MLP در ابعاد پیکسل ۰٫۱ میلی‌متر.

جدول ۲. مقایسه حد تفکیک فضایی تصاویر حاصل از بازسازی به روش FBP با اعمال تخمین‌گرهای مسیر حرکت پروتون در ابعاد پیکسل متفاوت

| MLP | CSP | SLP | ابعاد پیکسل (mm)/ روش |
|-----|-----|-----|-----------------------|
| ۳   | ۳   | ۳   | ۱                     |
| ۷   | ۶   | ۶   | ۰٫۵                   |
| ۹   | ۸   | ۷   | ۰٫۱                   |

شکل ۱۴. تصویر حاصل از بازسازی پروجکشن‌های انتگرال نهشت انرژی با اعمال تخمین‌گرهای مسیر الف (SLP، ب) CSP و ج) MLP در ابعاد پیکسل ۰٫۵ میلی‌متر.



جدول ۳. مقایسه RMSE تصاویر حاصل از بازسازی به روش FBP با اعمال تخمین‌گرهای مسیر حرکت پروتون در ابعاد پیکسل متفاوت

| MLP   | CSP   | SLP   | ابعاد پیکسل (mm) / روش |
|-------|-------|-------|------------------------|
| ۸,۱۱  | ۸,۳۹  | ۸,۷۶  | ۱                      |
| ۸,۸۹  | ۹,۱۶  | ۹,۵۴  | ۰,۵                    |
| ۱۴,۹۷ | ۱۵,۹۳ | ۱۶,۸۱ | ۰,۱                    |

منحنی‌واری را طی می‌کند لذا استفاده از الگوریتم FBP مناسب نمی‌باشد. از آنجایی که ارتقا کیفیت تصاویر حاصل از مقطع‌نگاری رایانه‌ای همواره یکی از مهم‌ترین و پر چال‌ترین قسمت‌های پردازش تصویر است، جهت تفسیر و تصمیم‌گیری دقیق، وجود تصاویر با کیفیت مطلوب، اجتناب‌ناپذیر است. بنابراین بهبود فاکتورهای اصلی در pCT یعنی حد تفکیک فضایی و چگالی و دز تصویربرداری همواره مورد توجه بوده است. این موارد شامل انتخاب دقیق داده‌ها همراه با پردازش قابل‌اطمینان و سریع در الگوریتم‌های بازسازی حایز اهمیت است. با توجه به ماهیت پیچیده برهم‌کنش ذرات باردار، تصویربرداری با استفاده از پروتون، نیازمند رویکردهای متفاوت در زمینه پردازش داده‌ها و بازسازی تصاویر در مقایسه با xCT است.

امروزه استفاده از روش‌های شبیه‌سازی در طراحی اولیه یک دستگاه، به سبب هزینه‌های سنگینی که ممکن است در اجرا با آن مواجه شد، جز جدانشدنی عملیات قبل از هر آزمایش به شمار می‌رود. هم‌چنین روش‌های شبیه‌سازی از نظر کنترل‌پذیری بودن، انعطاف‌پذیری و قابلیت‌های گسترده نسبت به روش‌های آزمایشگاهی برتری‌هایی دارند. با توسعه فن‌آوری ریزپردازنده‌ها و به‌تبع آن پیشرفت روزافزون رایانه‌ها، سهولت خاصی در امر شبیه‌سازی ایجاد شده است. در این مطالعه با استفاده از قابلیت‌های عالی کد مونت‌کارلو Geant4 در مباحث برهم‌کنش‌های هادرونی و انتخاب مدل‌های متنوع برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی، سیستم pCT با قابلیت ردیابی ذره به ذره شبیه‌سازی شد. اطلاعات مربوط به مکان و زاویه حرکت ذرات در نقاط ورود به و خروج از فانتوم ثبت‌شده و انتگرال نهشت انرژی در مسیر عبور از فانتوم به‌عنوان داده اصلی جهت بازسازی تصویر محاسبه شد. حساسیت حد تفکیک فضایی pCT با فانتوم استاندارد حد تفکیک بالای Catphan528 مورد بررسی قرار گرفت. یکی از موارد مورد بررسی در این مطالعه ارزیابی اثر نرمال‌کردن مقدار نهشت انرژی پروتون به تعداد پروتون‌های عبوری از هر پیکسل می‌باشد. این

برای بررسی میزان خطای RSME اعمال روش‌های تخمین‌گر مسیر SLP، CSP و MLP در بازسازی، تصویر واقعی فانتوم استاندارد Catphan528 بر اساس مشخصات هندسه و RSP آن در نرم‌افزار متلب پیاده‌سازی شد. رابطه ۳ نحوه محاسبه RSME را نشان می‌دهد:

$$RSME = \sqrt{\frac{\sum_{i,j=1}^n (Image_{i,j} - Phantom_{i,j})^2}{n}} \quad (3)$$

نتایج حاصل از محاسبه خطای RSME روش‌های تخمین‌گر مسیر حرکت اعمال شده در بازسازی تصاویر به ازای ابعاد پیکسل ۱، ۰,۵ و ۰,۱ میلی‌متری در جدول ۳ مقایسه شد. همان‌طور که در جدول‌های ۲ و ۳ نشان داده شده است، نتایج حاصل از روش MLP نسبت به بقیه روش‌ها، خطای کم‌تر و دقت بیشتری در حد تفکیک فضایی دارد. هم‌چنین با کاهش ابعاد پیکسل‌ها در تصاویر بازسازی شده، خطای تصویر به دلیل کاهش شمارش در هر پیکسل و نویزی شدن آن افزایش می‌یابد. برای کاهش خطا می‌توان تعداد ذرات را افزایش داد که این کار نیاز به زمان طولانی‌تر شبیه‌سازی دارد. هم‌چنین با توجه به روش استفاده شده بر مبنای ردیابی ذره به ذره، حجم اطلاعات زیاد شده که پردازش داده‌ها سنگین‌تر و زمان‌بر می‌شود. شایان‌ذکر است که با توجه به شبیه‌سازی‌های انجام شده با کاهش ابعاد پیکسل، دقت تشخیص بالاتر می‌رود اما تصاویر دارای نوفه بیشتری می‌شود.

## ۵. نتیجه‌گیری

اصل بازسازی pCT، محاسبه چگالی الکترون نسبی بر اساس اندازه‌گیری نهشت انرژی پروتون در داخل ماده هدف می‌باشد که با در دست داشتن انرژی ورود و خروج پروتون‌ها، امکان ارزیابی چگالی الکترون نسبی یکپارچه را با در نظر گرفتن مسیر حرکت پروتون فراهم می‌کند. اگر مسیر حرکت پروتون به صورت خط مستقیم فرض شود، رابطه ۲ به فرم تبدیل رادون که در xCT استفاده می‌شود، تبدیل خواهد شد. اما از این روش بیش‌تر در مواردی استفاده می‌شود که مسیر حرکت باریکه همانند فوتون به خاطر ماهیت بدون بار به صورت مستقیم می‌باشد، برخلاف پرتو ایکس، پروتون‌ها در یک محیط مادی مسیر مستقیمی را دنبال نمی‌کنند و به خاطر ماهیت باردار، در حین حرکت در داخل ماده هدف به دلیل پراکندگی چندگانه کولنی متعدد حاصل از برهم‌کنش پروتون با ماده مسیر



## مراجع

1. C.J. Wong, et al., *High-resolution measurements of small field beams using polymer gels*, *Applied Radiation and Isotopes.*, **65**,10, 1160-1164 (2007).
2. F.M. Khan, B.J. Gerbi, *Treatment planning in radiation oncology*, *Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins* (2012).
3. W.P. Levin, et al., *Proton beam therapy*, *British. J. Cancer*, **93**, 849-854 (2005).
4. F. Attanasi, et al., *Experimental Validation of the Filtering Approach for Dose Monitoring in Proton Therapy at Low Energy*, *Phys Med.*, **24**, 102-106 (2008).
5. O. Jakel, *State of the art in hadron therapy*, *AIP Conference Proceedings*, **95**, 70-77 (2007).
6. K.W.D. Ledingham, et al., *Towards Laser Driven Hadron Cancer Radiotherapy, A Review of Progress Med Phys*, (2014).
7. M. Prall, et al., *High-energy proton imaging for biomedical applications*, *Scientific Reports*, **6**, 27651 (2016).
8. G. Poludniowski, N.M. Allinson, P.M. Evans, *Proton radiography and tomography with application to proton therapy*, *The British Journal of Radiology*, **88**, 1053 (2015).
9. Li, Tianfang, et al., *Reconstruction for proton computed tomography by tracing proton trajectories: A Monte Carlo study*, *Medical Physics*, **33**, 3 (2006).
10. M. Bucciantonio, F. Sauli, *Proton computed tomography*, *Modern Physics Letters A*, **30**, 17 (2015).
11. M. Yang, et al., *Comprehensive analysis of proton range uncertainties related to patient stopping power-ratio estimation using the stoichiometric calibration*, *Physics in Medicine and Biology*, **57**(13), 4095-4115 (2012).
12. C. Zeng, et al., *Proton Treatment Planning, Target Volume Delineation and Treatment Planning for Particle Therapy*, *Springer, Cham*, 45-105 (2018).
13. H. Paganetti, *Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations*, *Physics in Medicine and Biology*, **57**(11), 99 (2012).
14. C.T. Quinones, *Proton computed tomography*, *Diss. Université de Lyon*, (2016).
15. M. Prall, et al., *High-energy proton imaging for biomedical applications*, *Scientific Reports*, **6**, 27651 (2016).
16. Schulte, Reinhard, et al., *Conceptual design of a proton computed tomography system for applications in proton radiation therapy*, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, **51**, 3 (2004).
17. Li, Tianfang, Jerome Zhengrong Liang, *Reconstruction with most likely trajectory for proton computed tomography*, *Medical Imaging 2004: Image Processing*, Vol. 5370. International Society for Optics and Photonics, (2004).

روش در بازسازی تصویر به روش FBP استفاده شد تا از ایجاد نویز کوانتومی اجتناب شود. نتایج نشان داد سینوگرام اصلاح شده، منجر به بهبود حد تفکیک فضایی تصاویر می شود. باید در نظر داشت با توجه به این که در این روش اختلاف شدت پیکسل های مجاور کم می شود، بنابراین کنتراست تصاویر حاصل کاهش می یابد که در فانتوم هایی با چگالی نزدیک به هم مناسب ارزیابی نمی شود.

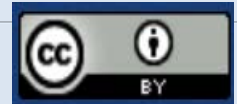
در حالت کلی عوامل محدودکننده کیفیت تصاویر pCT مقدار تغییرات نهشت انرژی برای حد تفکیک چگالی و MCS برای حد تفکیک فضایی است. در صورتی که مسیر عبوری پروتون در یک محیط با استفاده از تخمین گره های مسیر، مدل سازی شود، با در دست داشتن محتمل ترین مسیر عبوری پروتون، کیفیت تصاویر بهبود می یابد. دقتی که با آن ممکن است مسیرهای پروتون واقعی از طریق یک محیط مدل سازی شوند، معیاری برای وضوح فضایی قابل دستیابی در pCT است. در این مطالعه ارزیابی جامعی از عملکرد کمی و کیفی تخمین گر مختلف SLP، MLP و CSP برای تخمین مسیر تصادفی عبور پروتون در فانتوم Catphan $\delta_{28}$  انجام شد. از آنجایی که افزایش دز یکی از راهکارهای بهبود کیفیت تصاویر می باشد، در این کار بررسی حد تفکیک فضایی در مقدار دز برابر و با ابعاد پیکسل متفاوت از ۱ میلی متر تا ۰.۱ میلی متر انجام شد. نتایج نشان داد در روش MLP به ازای دز ۲ میکروگری، حد تفکیک فضایی تا ۹ جفت خط بر سانتی متر رسید در حالی که مقدار آن برای روش های SLP و CSP به ترتیب ۷ و ۸ جفت خط بر سانتی متر به دست آمد. یکی دیگر از موارد مورد بررسی محاسبه میزان خطای هر روش نسبت به داده های واقعی تصویر شبیه سازی شده در نرم افزار متلب بود که نتایج حاصل نشان داد از نظر خطا نیز MLP کمترین مقدار را به خود اختصاص می دهد. با این وجود، مقدار خطا با کاهش ابعاد پیکسل در هر روش به دلیل نویزی شدن تصویر افزایش می یابد. بررسی های کیفی و کمی نشان داد استفاده از SLP یا CSP برای بازسازی تصاویر حاصل از pCT، تصاویری با وضوح فضایی پایین تر نسبت به MLP ایجاد می کند، هرچند از نظر محاسبات ریاضی نسبت به MLP ساده تر و سریع هستند. با استفاده از معماری های سخت افزاری بهینه شده GPU در کارت های گرافیکی رایانه می توان سرعت محاسبات را تا بیش از ده برابر بالا برد و روش MLP را برای کاربردهای کلینیکی پیشنهاد داد.



18. Williams, David C, *The most likely path of an energetic charged particle through a uniform medium*, *Physics in Medicine & Biology*, **49**, 13 (2004).
19. R.W. Schulte, et al., *A maximum likelihood proton path formalism for application in proton computed tomography*, *Medical Physics*, **35**, 11 (2008).
20. B. Erdelyi, *A comprehensive study of the most likely path formalism for proton-computed tomography*, *Physics in Medicine & Biology*, **54**, 20 (2009).
21. Koehler, *Proton radiography*, *Science (New York, N.Y.)*, **3825**, 303–304 (1968).
22. G. Poludniowski, G. Allinson, N. Evans, *Proton radiography and tomography with application to proton therap*, *The British Journal of Radiology*, (2015).
23. C.T. Quiñones, J.M. Létang, S. Rit, *Filtered back-projection reconstruction for attenuation proton CT along most likely paths*, *Physics in Medicine & Biology*, **61**, 9 (2016).
24. Khellaf, Ferial, et al., *A comparison of direct reconstruction algorithms in proton computed tomography*, *Physics in Medicine & Biology*, **65**, 10 (2020).
25. Collins-Fekete, Charles-Antoine, et al., *A theoretical framework to predict the most likely ion path in particle imaging*, *Physics in Medicine & Biology*, **62**, 5 (2017).
26. Rit, Simon, et al., *Distance-driven binning for proton CT filtered backprojection along most likely paths*, *Second International Conference on Image Formation in X-Ray Computed Tomography, Conference Paper*, (2010).

**COPYRIGHTS**

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

احسان علی بیگی، زعفر ریاضی مبارکی، مجتبی عسکری، امیر موافقی (۱۴۰۲)، ارزیابی تخمین‌گرهای مسیر حرکت پروتون برای بهبود حد تفکیک فضایی تصاویر مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون، ۱۰۶، ۵۵-۶۶

DOI: 10.24200/nst.2022.1046.1719

Url: [https://jonsat.nstri.ir/article\\_1428.html](https://jonsat.nstri.ir/article_1428.html)

