

بازسازی تصاویر حاصل از مدل‌سازی مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با استفاده از ابزار Geant4 مونت کارلو

احسان علی‌بیگی^۱، زعفر ریاضی‌مبارکی^{۱*}، امیر موافقی^۲، مجتبی‌عسکری^۳

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

۲. پژوهشکده رآکتور و ایمنی هسته‌ای، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی ایران، صندوق پستی ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران- ایران

۳. پژوهشکده کاربرد پروتونها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، صندوق پستی: ۱۳۳۹-۱۴۱۵۵، تهران- ایران

*Email: zriazi@aeoi.org.ir

مقاله‌ی پژوهشی

تاریخ دریافت مقاله: ۹۹/۹/۱۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۹/۱۱/۲

چکیده

دقت در طراحی درمان پروتون‌درمانی بستگی به صحت اطلاعاتی دارد که برای محاسبه RSP بافت‌ها در بدن بیمار به کار می‌رود. این اطلاعات از تصاویر xCT و با استفاده از منحنی کالیبراسیون مورد نیاز برای تبدیل اعداد هانسفیلد به مقادیر RSP حاصل می‌شود. استفاده از xCT منجر به ایجاد خطا، در تخمین برد و محاسبه دز پروتون در طراحی درمان می‌شود. ولی با به‌کارگیری pCT در مد انتگرال نهشت انرژی، این خطا حذف شده و نقشه RSP بافت‌ها به‌طور مستقیم محاسبه می‌شود. در این مطالعه، یک سیستم مدرن تصویربرداری pCT با قابلیت ردیابی ذره به ذره، با استفاده از ابزار مونت کارلو Geant4 شبیه‌سازی شد. هدف از این شبیه‌سازی، بهبود رزولوشن چگالی تصاویر بافت‌ها بدون افزایش دز می‌باشد. فانتوم استاندارد CIRS062M با انرژی پروتون 300 MeV پرتودهی شد و مقادیر انرژی، موقعیت و جهت حرکت ذرات قبل و بعد از فانتوم توسط آشکارسازهای هسته‌ای در فایل root ذخیره شدند. ماتریس تصویر فانتوم به‌صورت نقشه RSP بافت‌ها با استفاده از سه الگوریتم تحلیلی رادون بازسازی و نتایج از نظر مقدار دز، رزولوشن چگالی و RMSE نسبت به داده‌های تصویر فانتوم مقایسه شد. الگوریتم پیشنهادی با اعمال تصحیح زاویه افکنده‌ها در سطح دز برابر، منجر به بهبود رزولوشن چگالی از ۹.۱٪ به ۴.۳٪ و RMSE از ۲۶.۴۳٪ به ۶.۸۱٪ شد.

کلیدواژه‌ها: مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون، فانتوم چگالی الکترونی، CIRS062M، بازسازی، FBP

Image reconstruction of proton computed tomography modelled by Geant4 Monte Carlo toolkit

E. Alibeigi¹, Z. Riazi¹, A. Movafeghi², M. Askari³

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

2. Reactor and Nuclear Safety Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, P.O.Box: 14155-1339, Tehran- Iran

3. Radiation Application Research School, Nuclear Science and Technology Research Institute, AEOI, P.O.Box: 14155-1339, Tehran- Iran

Research Article

Received 9.12.2020, Accepted 29.8.2020

Abstract

Accuracy in the treatment planning of proton therapy depends on the accuracy of the information used to calculate the relative stopping power of tissues in the patient's body. This information is obtained from x-ray computed tomography images using a calibration curve to convert Hansfield numbers to relative stopping power values. Using x-ray computed tomography images leads to errors in estimating the proton range and the proton dose distribution in the treatment plan program. But applying the proton computed tomography eliminates this error and directly calculates the relative stopping power map of the tissues. In the present study, a modern proton computed tomography imaging system was simulated using the Monte Carlo Geant4 toolkit by tracing particle-to-particle trajectory. The purpose of this simulation was the improvement of density resolution of tissue without dose increment. The standard CIRS 062M phantom was irradiated with a 300 MeV proton beam. The energy, position, and direction of particle movement values before and after the phantom were stored in the root file by nuclear detectors. The image matrix phantom was reconstructed as a relative stopping power map using three radon analytical algorithms. The comparison was made regarding dose, density resolution, and RMSE concerning real phantom image data. The proposed algorithm improved the density resolution from 9.1% to 4.3% and RMSE from 26.43% to 6.81% by correcting the angles of the projections at the same dose level.

Keywords: pCT, Electron density phantom, CIRS062M, Reconstruction, FBP



۱. مقدمه

پروتودرمانی با باریکه خارجی با استفاده از تابش‌های مختلفی هم‌چون فوتون شامل گاما (دستگاه کبالت-۶۰)، پرتو ایکس (شتاب‌دهنده خطی پزشکی)، الکترون (شتاب‌دهنده خطی پزشکی) و ذرات بارداری همانند پروتون و کربن انجام می‌شود [۲-۱]. از آن‌جا که بیش‌تر تلاش‌ها در پروتودرمانی با باریکه خارجی، رسیدن به دز تابشی بالاتر در ناحیه‌ی تومور و کاهش دز در بافت‌های سالم اطراف تومور است، این هدف می‌تواند با استفاده از هادرون‌درمانی میسر شود [۳-۵]. قله براگ واقع در انتهای برد ذرات باردار موجب برتری آن‌ها در درمان تومورهای واقع در عمق بدن در مقایسه با تابش‌های متداول ایکس و الکترون است [۶]. علاوه بر این، با توجه به افزایش آگاهی از مزایای استفاده از ذرات باردار، فاز گسترش سریع مراکز درمان پروتون در سراسر جهان مشاهده شده است، به‌طوری که در سال‌های اخیر، برآوردی بالغ بر ۲۰۰۰۰۰ بیمار تحت درمان با باریکه ذرات باردار گزارش شده است [۷].

علی‌رغم پتانسیل امیدبخش هادرون‌ها در درمان سرطان، به‌دلیل محدودیت‌های سیستم طراحی درمان، تحویل باریکه هادرون، هزینه‌های بالای درمان و تولید یون‌های ثانویه به‌وسیله‌ی باریکه‌ی پروتونی اولیه، مزیت درمان با باریکه‌ی پروتونی با چالش‌هایی مواجه شده است [۸-۹]. با وجود این‌که قله‌ی براگ در انتهای برد پروتون مزیتی ذاتی برای آن در مقایسه با توزیع دز حاصل از فوتون است، با این حال گرادیان تیز یا افت شدید دز در انتهای پروفایل توزیع دز ذرات باردار باعث می‌شود که هرگونه جابه‌جایی جزئی در مکان پرتودهی تغییرات زیادی در انتقال میزان دز به‌وجود آورد. بنابراین در پروتون‌درمانی نیاز به یک سیستم تصویربرداری که بتواند محل دقیق بافت توموری را شناسایی کرده و در طراحی درمان با بیش‌ترین مطابقت و کم‌ترین عدم‌قطعیت، حاشیه‌ی ایمنی مربوط به طرح درمان هدفمند را ارائه دهد، بیش از پیش احساس می‌شود.

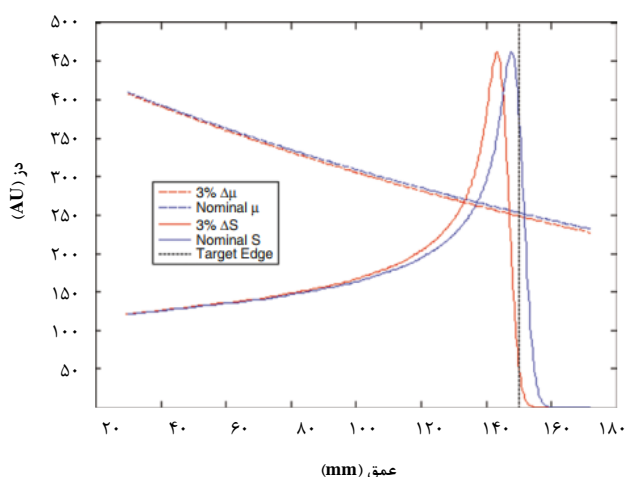
پروتون‌درمانی برای محاسبه برد و دز باریکه پروتون، نیازمند اطلاعات دقیقی از توان توقف نسبی (RSP) ^۱ بافت‌ها در مسیر حرکت پروتون است. روش متداول برای تخمین برد و محاسبات دز باریکه پروتون با استفاده از تصاویر به‌دست آمده از xCT^2 انجام می‌شود [۱۰-۱۱]. در این روش، اطلاعات مربوط به آناتومی بافت‌های تحت درمان و هم‌چنین چگالی الکترونی آن‌ها

از تصاویر CT استخراج می‌شود [۱۲]. تبدیل چگالی الکترون به RSP با استفاده از روش کالیبراسیون استوکیومتری بیش‌ترین استفاده را در مراکز پروتون‌درمانی دنیا برای طراحی درمان دارد. انتشار متفاوت پروتون‌ها و فوتون‌ها در بدن بیمار منجر به پیدایش منابع اضافی و قابل توجهی از خطا می‌شود [۱۳]. منابع دیگری از عدم‌قطعیت که منجر به جابه‌جایی محل قله براگ در داخل ماده می‌شود عبارتند از:

۱. پاشیدگی برد
۲. برآورد مقادیر پتانسیل یونش
۳. نرم‌افزار طراحی درمان
۴. موقعیت‌دهی قابل بازیابی حین جراحی بیمار
۵. ایمپلنت‌های دندانی، جراحی و دستکش جراحی
۶. حرکت تنفسی و قلب

عدم‌قطعیت موجود در تخمین RSP منجر به ایجاد ۳ الی ۵ درصد عدم‌قطعیت در برد می‌شود [۱۴]. در شکل ۱ تأثیر میزان خطای حاصل در پروتودرمانی با فوتون و پروتون نشان داده شده است [۱۵].

بررسی‌های صورت‌گرفته نشان از این دارد که کم‌توجهی به حاشیه ایمنی برد ذرات باردار می‌تواند محل قله و افت قله براگ را جابه‌جا نماید که در نتیجه آن، دز تومور کاهش و دز بافت‌های سالم افزایش خواهد یافت [۱۶]. حاشیه‌های ایمنی متفاوتی در مراکز مختلف پروتون‌درمانی ارائه شده است. به‌عنوان مثال، در بیمارستان عمومی ماساچوست، عدم‌قطعیت در برد پرتو پروتون ۳/۵٪ به‌علاوه ۱ میلی‌متر اضافی فرض شده است.



شکل ۱. مقایسه اثر افزایش ۳٪ در پارامترهای تضعیف فوتون و توان توقف روی میدان اعمالی برای مباحث پروتودرمانی [۱۵].

1. Relative Stopping Power
2. x-ray Computed Tomography



در این مطالعه، یک سیستم مدرن تصویربرداری مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با قابلیت ردیابی ذره به ذره مدل‌سازی و مقادیر RSP برای مجموعه‌ای از بافت‌ها داخل فانتوم استاندارد CIRS062M محاسبه شد. بدین منظور از قابلیت‌های بسیار عالی ابزار مونت کارلو Geant4 در مباحث برهم‌کنش‌های هادرونی و انتخاب مدل‌های متنوع برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی ذره با ماده استفاده گردید. در طراحی سیستم تصویربرداری پروتون برای بررسی مسیر حرکت پروتون، موقعیت ورود و خروج، زوایای ورود و خروج، انرژی باقی‌مانده و انتگرال انرژی نهشت انرژی در فانتوم به‌عنوان داده برای پیش‌بینی مسیر حرکت و محاسبه توان توقف نسبی بافت‌ها لازم هستند. براساس داده‌های فوق ۳۶۰ افکنده^۴ با گام یک درجه از فانتوم به‌صورت فایل فرمت root ثبت شد. برای بازسازی تصویر ماتریس سینوگرام RSP از الگوریتم‌های بازسازی تحلیلی رادون استفاده شد. تصاویر حاصل از نظر دز، رزولوشن چگالی و RMSE^۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

۲. مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون

تصویربرداری پروتون بسته به نوع برهم‌کنش آن با محیط به سه روش انجام می‌شود [۱۰]: تضعیف ذرات باردار، پراکندگی هسته‌ای، و نهشت انرژی.

از آن‌جا که میزان نهشت انرژی با عبور پروتون از محیط، یعنی RSP بافت، به انرژی پروتون و ترکیب شیمیایی مواد بستگی دارد، نتیجه حاصل از تصویربرداری، نقشه‌ای از RSP بافت می‌باشد. اساس عملکرد تصویربرداری به روش نهشت انرژی، تغییرات انرژی پروتون در عبور از هدف به‌عنوان معیاری برای اندازه‌گیری تغییرات ضخامت یا چگالی آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. آهنگ میانگین نهشت انرژی پروتون از طریق رابطه (۱)، معروف به Bethe-Bloch به‌دست می‌آید:

$$\frac{dE}{dx}(x) = \eta_e S(I(r), E(r)) \quad (1)$$

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

که در آن r موقعیت مکانی، η_e چگالی الکترونی نسبی، $I(r)$ پتانسیل متوسط یونیزاسیون هدف، $S(I(r), E(r))$ توان توقف، $E(r)$ انرژی پروتون در نقطه r ، k مقداری ثابت و β نسبت سرعت پروتون به سرعت نور (c) می‌باشد. تغییرات مقدار I نسبتاً کوچک و وابستگی تابع S به I با توجه لگاریتمی بودن

تکنیک‌های تصویربرداری دیگری نیز وجود دارد که ممکن است عدم قطعیت در تخمین توان توقف را کاهش دهد. یکی از این تکنیک‌ها استفاده از مقطع‌نگاری رایانه‌ای با دو طیف انرژی^۱ است. در حالی که تکنیک تصویربرداری xCT براساس اندازه‌گیری میزان تضعیف پرتوایکس عبوری از بدن بیمار است، تکنیک تصویربرداری جدید با نام PCI^۲ کنتراست فازی پرتوایکس که براساس اندازه‌گیری‌های الگوهای تداخل پرتو ایکس برای تعیین ضریب شکست مواد مختلف است، از پتانسیل بالایی برای برنامه‌های تشخیصی برخوردار است [۱۴]. علی‌رغم توانایی روش‌های تصویربرداری ذکر شده برای برنامه‌های تشخیصی و طراحی درمان برای پروتون‌درمانی، این تکنیک‌ها هنوز شامل برنامه‌های کالیبراسیون هستند که به هیچ وجه محدودیت کارایی روش تخمین RSP بافت را حذف نمی‌کند.

در حالت ایده‌آل، سیستم پروتون‌درمانی نیازمند تصویری است که به‌صورت مستقیم از اندازه‌گیری میزان انرژی از دست رفته پروتون در عبور از بدن بیمار حاصل شود [۲]. این روش توانایی بهبود چشمگیری در داده‌های مورد نیاز برای طراحی درمان پروتون‌درمانی دارد. این وظیفه دشوار در طراحی درمان دانشمندان را به این سمت سوق داد تا بررسی تصویربرداری مستقیم با پروتون برای به‌دست آوردن نقشه RSP بافت را با چالش‌های موجود به‌عنوان یکی از مباحث مورد علاقه در ابزار تضمین کیفیت طراحی درمان پروتون‌درمانی بررسی کنند.

آزمایش‌های تصویربرداری پروتون از حدود ۵۰ سال گذشته مطرح شدند اما مطالعات بیش‌تر بر روی این تصویربرداری پس از افزایش علاقه‌مندی به تصویربرداری با پرتو ایکس برای اهداف تشخیصی و هزینه‌های کلان مورد نیاز برای ساخت شتاب‌دهنده‌های پروتون، رو به فراموشی گذاشت. اگر تنها مزیت تکنولوژی تصویربرداری پروتون دز کم آن در مقایسه با تصویربرداری ایکس بود، هزینه اضافی برای ساختن چنین تسهیلاتی، مزیت بالینی آن را توجیه نمی‌کرد. نگرش جدید نسبت به موضوع تصویربرداری با پروتون از آغاز دهه ۹۰ میلادی به‌علت پیشرفت‌های تکنولوژی شتاب‌دهنده، آشکارسازها و نرم‌افزارهای بازسازی تصویر، افزایش علاقه‌مندی به پروتون‌درمانی و نیاز به یک طراحی درمان دقیق و هدفمند که شامل دزیمتری، تأیید برد و موقعیت بیمار است، ابعاد جدیدی از مطالعات را به‌منظور بهبود pCT^۳ برای استفاده در فاز بالینی رقم زد. با توجه به تقاضای دزیمتری دقیق، تحقیقات بر روی این روش با بهره‌برداری از تکنولوژی نهشت انرژی دوباره از سر گرفته شد [۱۷-۱۸].

1. CT Dual Energy
2. Phase Contrast X-ray Imaging
3. Proton Computed Tomography

4. Projection

5. Root Mean Square Error



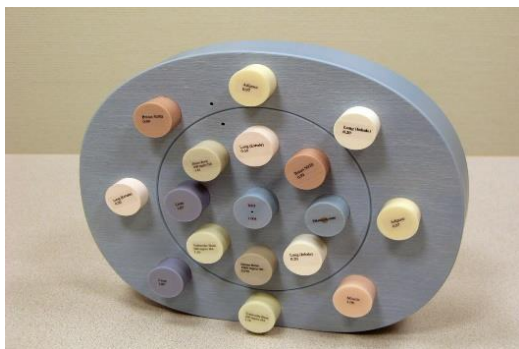
۳. شبیه‌سازی

۱.۳ مدل‌سازی سیستم تصویربرداری pCT در ابزار Geant4

Geant4 یک ابزار مونت‌کارلو قدرتمند برای شبیه‌سازی برهم‌کنش‌های ذرات بنیادی است و براساس زبان برنامه‌نویسی C^{++} نوشته شده است. از این ابزار برای مطالعات در زمینه فیزیک انرژی‌های بالا، فیزیک هسته‌ای، نجوم، پزشکی و مطالعات پایه‌ای در زمینه پرتوهای یونیزان استفاده می‌شود. یکی از مهم‌ترین مزیت‌های این کد شبیه‌سازی، محدوده وسیع انرژی، فیزیک لیست‌های جامع و در برداشتن تعداد ذرات گوناگون می‌باشد. در مباحث هادرونی به‌کارگیری فیزیک لیست QGSP_BIC_EMY به دلیل بالابردن دقت شبیه‌سازی استفاده می‌شود. در این لیست QGSP مدل‌های هادرونی را برای نوکلئون‌ها، BIC مدل‌های غیرالاستیک برای یون‌ها و EMY مدل‌های الکترومغناطیسی برای همه ذرات را ارائه می‌کند.

شبیه‌سازی شامل انتخاب هندسه، فیزیک لیست، پارامترهای ورودی چشمه و خروجی می‌باشد. هندسه مورد مطالعه شامل فانتوم CIRS062M، خط باریکه از شتاب‌دهنده تا فانتوم، سیستم ردیابی ذره به ذره قبل و بعد از فانتوم (آشکارسازهای PSD) و آشکارساز اندازه‌گیری انرژی باقی‌مانده می‌باشد. طراحی هندسه به‌طور کلی شامل شکل و انتخاب مواد مورد استفاده می‌باشد که ابزار Geant4 براساس این مواد جدول سطح مقطع برهم‌کنش‌ها را در مرحله شروع اجرای برنامه تشکیل می‌دهد.

فانتوم استاندارد CIRS062M از یک دیسک به قطر ۳۳cm و ارتفاع ۵ cm است که مواد محیط آن پلاستیک معادل آب بوده و ۱۶ دیسک کوچک داخل آن هر یک به قطر ۲٫۶ cm از مواد مختلف گزارش شده در جدول ۱ تشکیل شده است [۲۱]. شکل ۳ نمایی از این فانتوم با ترکیب مشخص را نشان می‌دهد.

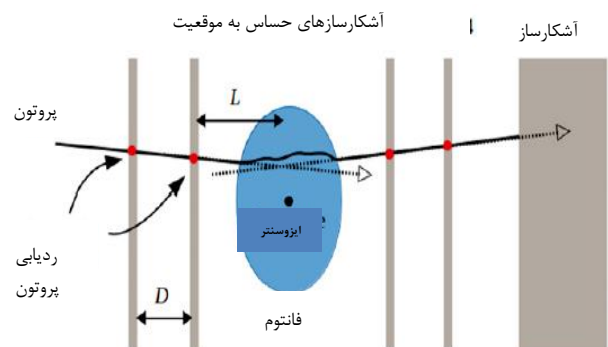


شکل ۳. فانتوم چگالی الکترونی CIRS مدل 062M [۲۲].

تغییرات، نسبتاً کم است [۱۹]. RSP با انتگرال‌گیری از چگالی نسبی الکترون، به صورت رابطه (۲) بازنویسی می‌شود:

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

در رابطه ۲ با در دست داشتن مقدار I برای آب (۷۵ eV) و اندازه‌گیری مقادیر انرژی ورودی (E_{in}) و انرژی خروجی (E_{out}) می‌توان انتگرال سمت راست را به صورت عددی محاسبه کرد. اندازه‌گیری مقدار RSP مشابه با اندازه‌گیری میزان تضعیف پرتو ایکس در هدف می‌باشد، با این تفاوت که پرتوهای ایکس مسیر مستقیم را تا رسیدن به آشکارساز طی می‌کنند ولی پروتون‌ها در اثر MCS^۱ مسیر منحنی‌واری را طی می‌کنند؛ در نتیجه برای بازسازی تصاویر حاصل از پروتون از آشکارسازهای ردیابی پروتون به صورت ذره به ذره استفاده می‌شود. شکل ۲ طرح‌واره-ای از مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با قابلیت ردیابی ذره به ذره را نشان می‌دهد. برای اندازه‌گیری مقدار RSP بافت‌ها از افکنده-های حاصل از تحت تابش قرار دادن فانتوم استفاده می‌شود، به طوری که باریکه‌ای از پروتون با انرژی مشخص E به فانتوم مدنظر فرود می‌آید و منجر به از دست رفتن بخشی از انرژی اولیه داخل فانتوم می‌شود. چهار مجموعه آشکارساز حساس به موقعیت شامل PSD^۱, PSD^۲, PSD^۳ و PSD^۴، موقعیت و جهت ذرات را قبل و بعد از فانتوم ثبت می‌کنند و میزان از دست رفتن انرژی (ΔE) در داخل نمونه از اندازه‌گیری انرژی باقی‌مانده یا برد پروتون در یک آشکارساز (RERD^۳) مناسب محاسبه می‌شود. با استفاده از این داده‌های ثبت‌شده، انتگرال چگالی نسبی مواد در طول مسیر حرکت پروتون داخل فانتوم از رابطه (۲) به دست می‌آید [۲۰].



شکل ۲. طرح جامعی از مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون به روش نهشت انرژی به همراه آشکارسازهای حساس به موقعیت ذره و انرژی باقی‌مانده [۲۰].

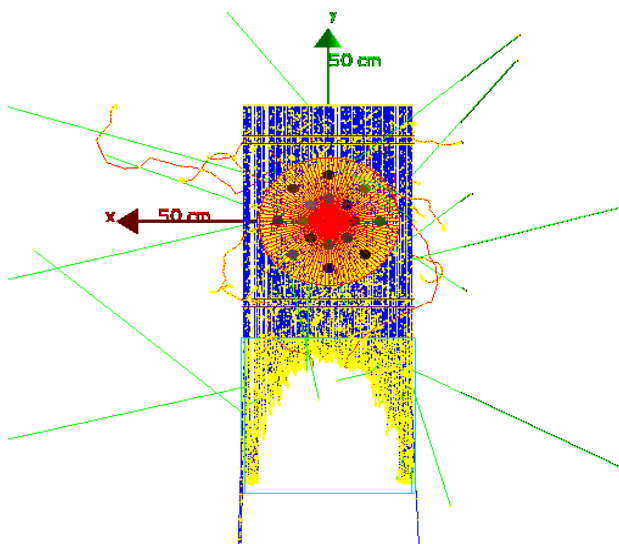
1. Multiple Coulomb Scattering
2. Position Sensitive Detector
3. Residual Energy-Range Detector



را ثبت می‌نماید، استفاده می‌شود. در این روش اطلاعات مربوط به هر پیکسل از آشکارساز موجود است تا کیفیت تصاویر حاصل از بازسازی را بهبود بخشد. اگرچه در بین مواردی که مطالعه شد، MLP بهترین برآورد مسیر است اما به لحاظ ریاضیاتی پیچیده و به لحاظ محاسباتی هزینه‌بر می‌باشد. الگوریتم‌های تحلیلی بر مبنای تبدیل رادون در شرایطی که تعداد افکنده‌های جمع‌آوری شده زیاد باشد، بازسازی تصویر را به صورت مطلوب انجام می‌دهند.

در این مقاله برای بازسازی تصویر از سه روش تحلیلی بر مبنای تبدیل رادون برای چهار حالت استفاده شده است. در روش 2 FBP مسیر حرکت پروتون به صورت مستقیم در نظر گرفته شده و تصویر به دست آورده شد.

در روش بعدی از تبدیل رادون نهشت انرژی با در نظر گرفتن تعداد پروتون‌های عبوری استفاده شده است. با توجه به این که در هر مسیر تعداد مختلفی از پروتون عبور می‌کند و به دلیل کم بودن تعداد پروتون‌ها، سینوگرام به وجود آمده نویزی است. با توجه به قابلیت مدل طراحی شده، تعداد پروتون‌های رسیده به هر پیکسل از آشکارساز به صورت ماتریس سینوگرام شدت پروتون آماده شد. برای کاهش نویزهای ناشی از تعداد متفاوت پروتون، سینوگرام نهشت انرژی در دو مرحله اصلاح خواهد شد. در مرحله اول سینوگرام نهشت انرژی نسبت به سینوگرام شدت پروتون نرمالیزه می‌شود. در مرحله بعد کانولوشن سینوگرام شدت پروتون در سینوگرام هموار شده، سینوگرام نهایی برای به دست آوردن تصویر را با استفاده از الگوریتم FBP فراهم می‌کند.



شکل ۴. مدل‌سازی مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون نهشت انرژی با قابلیت ردیابی ذره به ذره در کد Geant4

جدول ۱. اطلاعاتی راجع به المان‌های استفاده شده در فانتوم شبیه‌سازی شده [۲۱].

مواد	نام اختصاری	چگالی فیزیکی	RSP
(Inhale) Lung	Lu(I)	۰٫۱۹۵	۰٫۲۱۵
Lung (Exhale)	Lu(E)	۰٫۵۱	۰٫۴۸۲
Breast	Brst	۰٫۹۹۱	۰٫۹۹۱
Trabecular Bone	B200	۱٫۱۶۱	۱٫۰۹۱
Liver	Liv	۱٫۰۷۲	۱٫۰۵۸
Muscle	Msc	۱٫۰۶۲	۱٫۰۴۳
Adipose	Adi	۰٫۹۶۷	۰٫۹۶۷
Dense Bone	B800	۱٫۵۳	۱٫۴۰۲
Cortical Bone	B1250	۱٫۸۳	۱٫۶۱۶
Water plastic	Water plastic	۱٫۰۲۹	۱٫۰۰۵

آشکارسازهای حساس به موقعیت ۲ و ۳ به فاصله یک سانتی‌متری قبل و بعد از فانتوم قرار داده شدند و فاصله دو آشکارساز متوالی از هم، ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد. فاصله بین چشمه مورد استفاده برای شبیه‌سازی، ۵ سانتی‌متر از ابتدای فانتوم انتخاب شده و پروتون‌های تک‌انرژی 300 MeV به صورت تصادفی در محدوده ارتفاع ۲۰- الی ۲۰ سانتی‌متری به سمت فانتوم شلیک شدند. با چرخش 360° درجه‌ای فانتوم با گام ۱ درجه، مکان (x, y, z) و زاویه حرکت ورود و خروج از فانتوم و انرژی باقی‌مانده‌ی هر یک از پروتون‌ها به وسیله آشکارسازها ثبت و در فایل خروجی نرم‌افزار ROOT ذخیره شد.

سپس انتگرال سمت راست رابطه ۲ در نرم‌افزار متلب محاسبه شده و افکنده‌های حاصل در ماتریس سینوگرام با ابعاد 400×360 ذخیره شدند تا با استفاده از الگوریتم‌های بازسازی تصویر اعمال شده به داده‌ها، رزولوشن چگالی تصاویر حاصل از فانتوم استاندارد بررسی شود. شکل ۴ تصویری از اجزای طراحی شده در مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با ابزار مونت‌کارلوی Geant4 است که ۱۰۰۰ ذره پروتون به سمت فانتوم شلیک شده است. هم‌چنین در این شکل، مسیر حرکت و برهم‌کنش پروتون‌ها با فانتوم در آشکارساز انرژی باقی‌مانده نشان داده شده است. پروفایل تغییرات نهشت انرژی در آشکارساز باقی‌مانده نشان از تغییرات RSP در مسیر حرکت می‌باشد.

۴. بازسازی تصویر

اصول تصویربرداری در روش pCT، اندازه‌گیری میزان نهشت انرژی برای پروتون در طول مسیر بین چشمه تا آشکارساز در زوایای مختلف است. به منظور بهبود کیفیت تصاویر حاصل از پروتون در الگوریتم‌های بازسازی، از ردیابی مسیر حرکت پروتون که با امکانات سخت‌افزاری (آشکارسازهای حساس به موقعیت) قابلیت پیاده‌سازی محتمل‌ترین مسیر حرکت پروتون (1 MLP)



به‌منظور بررسی تغییرات پروفایل افکنده‌های حاصل در ازای حفره‌های معادل بافت داخل فانتوم، در شکل‌های ۵ و ۶ پروفایل افکنده حاصل از محیط (پلاستیک معادل آب) نیز محاسبه شد. همان‌طور که از مقایسه شکل‌های ۵ و ۶ مشاهده می‌شود، پروفایل افکنده‌های ۰ و ۹۰ درجه به‌علت تغییر چگالی مواد در طول مسیر ذرات با تغییر زاویه افکنده، تغییر می‌کنند که بیانگر حساسیت روش مقطع‌نگاری پروتون در مد نهشت انرژی به تغییرات چگالی ایجاد شده در راستای چرخش فانتوم است. برای بررسی بهتر عملکرد مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون، یازده خط پاسخ شامل خطوط ۱، ۲، ۳، ۴، ۵ و ۶ برای افکنده حاصل ۹۰ درجه و خطوط ۷، ۸، ۹، ۱۰ و ۱۱ برای افکنده ۰ درجه در شکل ۷ نشان داده شده است.

همان‌طور که مشاهده می‌شود، در محل قرارگیری بافت‌های استخوانی (مثلاً خطوط پاسخ ۵ و ۱۰) نهشت انرژی پروتون‌ها، به دلیل بزرگ‌تر بودن RSP استخوان نسبت به آب افزایش پیدا می‌کند و موجب ایجاد برآمدگی در پروفایل افکنده می‌شود. همچنین در محل قرارگیری بافت‌های نرم‌تر (مثلاً خطوط پاسخ ۶ و ۱۱) نهشت انرژی پروتون‌ها به دلیل کوچک‌تر بودن RSP نسبت به آب، کاهش می‌یابد که به‌صورت فرورفتگی در پروفایل افکنده‌ها ظاهر می‌شود. امکان دارد پروتون‌ها در طول مسیر حرکت خود به‌صورت متناوب از بافت‌های با RSP متفاوتی عبور کنند. پروفایل نهشت انرژی شاهد اثرات برهم‌نهی حفره‌ها با RSP متفاوت خواهد بود. خط پاسخ ۷ در شکل ۷ شامل یک حفره استخوان و یک حفره ریه تهی است که اثر یکدیگر را در پروفایل افکنده خنثی نموده و اثر جمعی آن‌ها تقریباً معادل آب شده است. برای درک بهتر این اثر با مراجعه به جدول ۱ مشاهده می‌شود که مجموع RSP حفره‌های در طول مسیر خط ۷ تقسیم بر تعداد حفره‌ها ۱/۰۴۹ است که به‌صورت برآمدگی بسیار جزئی در پروفایل نهشت انرژی مشخص است (خط پاسخ ۷). افکنده‌های حاصل از نتایج حل RSP فانتوم در طول مسیر حرکت پروتون، به ماتریس تصویر با ابعاد ۴۰۰×۳۶۰ تبدیل شد. با استخراج مشخصه تصویر هر کدام از بافت‌ها از ماتریس تصویر، نقشه RSP مواد فانتوم استاندارد در مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون نمایان شد. به‌منظور بررسی رزولوشن چگالی تصاویر بازسازی‌شده، فانتوم مورد مطالعه در نرم‌افزار متلب با داده‌های جدول ۱ شبیه‌سازی شد. شکل ۸ ترکیب المان‌های به‌کار رفته در فانتوم را نشان می‌دهد.

در سومین حالت، از اعمال تصحیحات زاویه‌ای به سینوگرام اصلاح شده و الگوریتم FBP استفاده شد. در این حالت شیب زاویه مسیر حرکت پروتون بین نقطه ورود و خروج محاسبه شده و شروط تصحیح زاویه افکنده در سینوگرام اصلاح شده در نظر گرفته شد. اگر شیب زاویه به‌دست آمده از تک افکنده‌ها در زاویه θ شامل یکی از شروط زیر باشد:

$$1 < \theta \quad ۱.$$

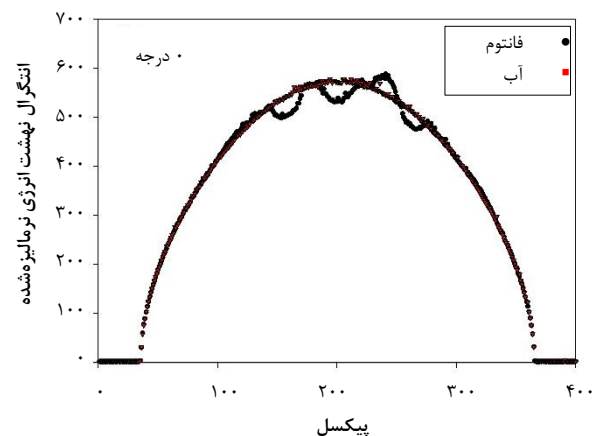
$$-1 > \theta \quad ۲.$$

$$-1 \leq \theta \leq 1 \quad ۳.$$

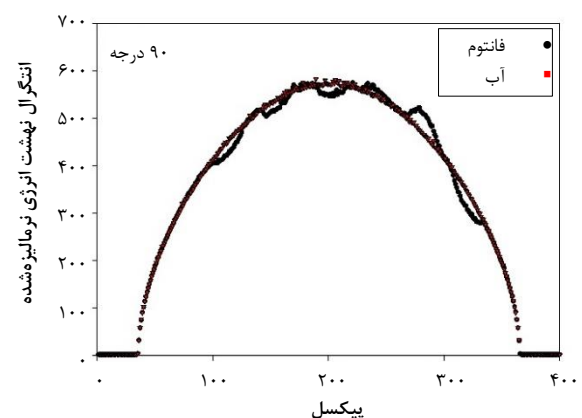
تک افکنده حاصل از بین افکنده‌های زاویه θ حذف شده و به افکنده‌های زاویه متناظر خود افزوده می‌شود.

۵. نتایج

نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون ۳۰۰ MeV برای فانتوم CIRS مدل 062M، در مد انتگرال نهشت انرژی پروتون‌ها در فانتوم، با استفاده از قابلیت نرم‌افزار root در کد Geant4 ذخیره شد. شکل‌های ۵ و ۶ به ترتیب پروفایل افکنده انتگرال نهشت انرژی به ازای ۱۰۰ هزار ذره اولیه فرودی برای دو زاویه ۰ و ۹۰ درجه را نشان می‌دهند.



شکل ۵. پروفایل افکنده انتگرال نهشت انرژی در زاویه ۰ درجه.

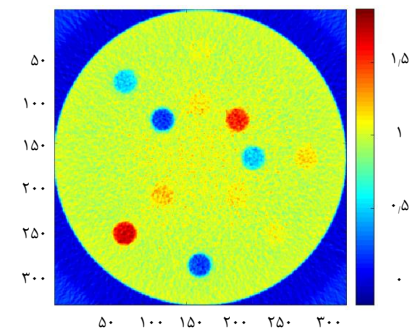


شکل ۶. پروفایل افکنده انتگرال نهشت انرژی در زاویه ۹۰ درجه.

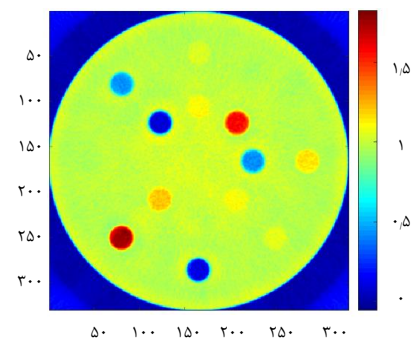


ارتقاء کیفیت تصاویر حاصل از مقطع‌نگاری برای کاهش خطای موجود در طرح درمان پروتون‌درمانی همواره یکی از مهم‌ترین و پرچالش‌ترین قسمت‌های پردازش تصویر می‌باشد. برای تفسیر و تصمیم‌گیری دقیق، وجود تصاویر باکیفیت مطلوب اجتناب‌ناپذیر است. یکی از راهکارهای ارائه شده برای بهبود کیفیت تصویر افزایش نسبت سیگنال به نویز با رویکرد افزایش دز می‌باشد. شکل ۱۰ تصویر حاصل از بازسازی داده‌های انتگرال نهشت انرژی با افزایش بیست برابری دز را نشان می‌دهد. در نتیجه اعمال افزایش دز، تعداد حفره‌های قابل رؤیت در فانتوم استاندارد افزایش می‌یابد، به طوری که تنها حفره‌های معادل بافتی که در تصویر رؤیت نمی‌شوند، *Adi* و *Brst* هستند. در این حالت، رزولوشن چگالی با افزایش دز به ۴٫۳٪ کاهش می‌یابد.

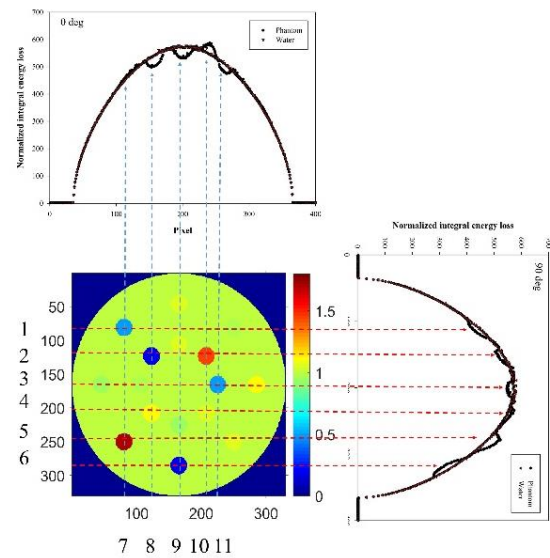
از آنجا که در طراحی اولیه مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون بر مبنای نهشت انرژی از آشکارسازهای حساس به موقعیت ذره استفاده شده است، اطلاعات موجود در هر پیکسل در حین ورود و خروج از فانتوم به‌ازای ۱۰۰ هزار ذره اولیه در فایل خروجی نرم‌افزار *root* موجود است. با توجه به اطلاعات مربوط، الگوریتم‌هایی برای بهبود کیفیت تصاویر در تعداد ذرات ورودی کمتر نوشته شد. شکل ۱۱ تصویر حاصل از بازسازی تصویر فانتوم استاندارد برای ۱۰۰ هزار ذره فرودی اولیه با اعمال الگوریتم *FBP* و استفاده از سینوگرام اصلاح شده با تعداد پروتون را نشان می‌دهد. نتایج حاصل منجر به بهبود نسبت سیگنال به نویز در دز پایین‌تر شد و رزولوشن چگالی ۴٫۳٪ به‌دست آمد که معادل رزولوشن تصویر با دز ۲۰ برابر است.



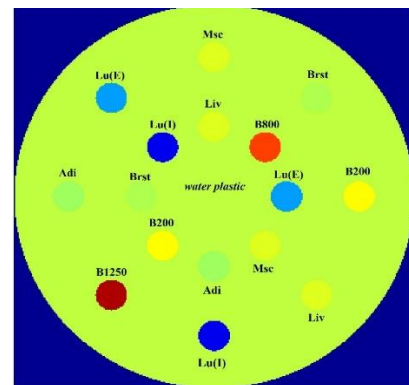
شکل ۱۰. تصویر حاصل از افزایش دز در الگوریتم *FBP*.



شکل ۱۱. تصویر بازسازی سینوگرام اصلاح شده در الگوریتم *FBP*.

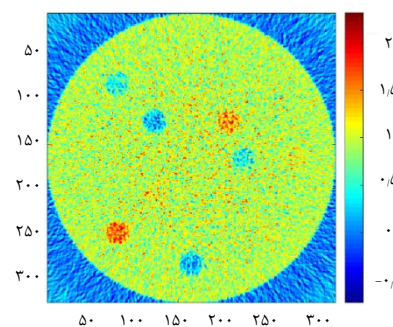


شکل ۷. اثر برهم‌نهی بافت‌ها با *RSP* متفاوت در پروفایل نهشت انرژی.



شکل ۸. تصویر فانتوم چگالی الکترونی *CIRS* مدل *062M* با ترکیب المان‌های مورد استفاده در شبیه‌سازی کد *Geant4*.

شکل ۹ تصویر مقطعی حاصل از بازسازی اطلاعات انتگرال نهشت انرژی با الگوریتم *FBP* برای فانتوم *CIRS062M* را نشان می‌دهد. در این شکل، بافت‌های *Lu(E)*، *Lu(I)*، *B200*، *B800* و *B1250* نسبت به محیط زمینه تفکیک داده می‌شوند ولی بافت‌های *Adi*، *Brst*، *Liv*، *Msc* را نمی‌توان از زمینه تشخیص داد؛ در نتیجه رزولوشن چگالی به‌دست آمده در این تصویر ۹٫۱٪ است. همان‌طور که از بررسی تصویر شکل ۹ مشخص است، نسبت سیگنال به نویز در تصویر زیاد بوده و تصویر نویزی است.



شکل ۹. تصویر افکنده‌های انتگرال نهشت انرژی با الگوریتم *FBP*.



۶. نتیجه‌گیری

در حال حاضر نقشه‌های چگالی بافت در طراحی درمان پروتون‌درمانی، از طریق تصاویر مقطع‌نگاری پرتو ایکس و اعمال منحنی‌های کالیبراسیون به‌دست می‌آید که با خطای معادل ۳ درصد در محاسبه برد پروتون همراه است. یکی دیگر از معایب روش تبدیل اعداد CT به توان توقف پروتون، ضعف آن در شناسایی مواد با چگالی یکسان ولی ترکیبات عنصری متفاوت بافت‌ها است که به خاطر مکانیسم برهم‌کنش فوتون ایجاد می‌شود. این مسئله در مرزهای دو بافت با چگالی یکسان اهمیت فوق‌العاده‌ای در طرح درمان هدفمند دارد. مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون دارای دو مزیت مهم در کاربردهای پزشکی است. اولین مزیت استفاده از این روش به‌عنوان روشی ایده‌آل و برخط^۱ برای محاسبه بدون واسطه چگالی نسبی الکترون مواد و به‌دست آوردن مستقیم نقشه‌های سه‌بعدی RSP است که منجر به کاهش خطای طراحی درمان در پروتون‌درمانی می‌شود. دومین مزیت این روش این است که مقدار دز آن برای بازسازی تصویر به‌طور قابل توجهی کم‌تر از xCT برای رزولوشن چگالی معین است. قابلیت‌های گسترده این سیستم‌ها در کاهش عدم قطعیت‌های موجود در تخمین مقادیر RSP بافت‌ها و انرژی اولیه پروتون فرودی، موجب توجه روزافزون مراکز علمی به ارتقاء دقت و صحت pCT شده است.

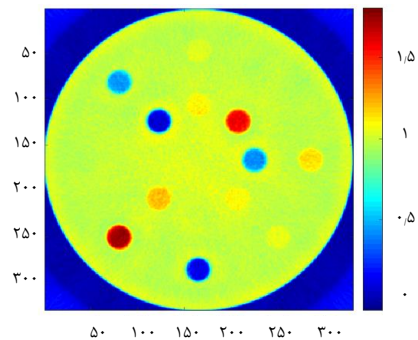
هدف، بهبود فاکتورهای اساسی در تصویربرداری با پروتون یعنی رزولوشن فضایی، رزولوشن چگالی و دز تصویربرداری است. این موارد شامل انتخاب دقیق داده‌ها همراه با پردازش قابل اطمینان و سریع در الگوریتم‌های بازسازی می‌باشد. با توجه به ماهیت پیچیده برهم‌کنش ذرات باردار، تصویربرداری با استفاده از این ذرات، نیازمند رویکردهای متفاوت در زمینه پردازش داده‌ها و بازسازی تصاویر در مقایسه با xCT است.

یکی از موارد مورد بررسی در این مطالعه بررسی نقش افزایش دز به‌منظور کاهش نویز و افزایش تعداد بافت‌های قابل مشاهده است. نتایج این بررسی در جدول ۲ گزارش شده است. مورد بعدی، بهره‌مندی از مزایای سیستم ردیابی pCT با استفاده از تکنولوژی‌های موجود در آشکارسازی است. در این حالت می‌توان ذرات را از نظر موقعیت مکانی، جهت حرکت و انرژی یک‌به‌یک ذرات ردیابی کرده و از ایجاد نویز کوانتومی اجتناب کرد. به‌همین منظور برای بهبود کیفیت تصویر در مقدار دز کم‌تر، از این قابلیت با به‌دست آوردن سینوگرام شدت پروتون استفاده شد تا نویز اعمال شده به تصاویر کاهش یابد. در ادامه

کیفیت تصاویر pCT به‌علت ماهیت تصادفی مسیر عبوری پروتون در داخل شیء محدود است. پراکندگی‌های متعدد زاویه‌ای کوچک توسط میدان کولنی هسته باعث می‌شود مسیر دقیق عبور پروتون با انحرافات همراه باشد. در نتیجه بازسازی تصاویر حاصل از اندازه‌گیری مقدار نهشت انرژی پروتون‌ها با اشراف به این انحرافات، منجر به کاهش رزولوشن فضایی می‌شود. شکل ۱۲ تصویر حاصل از بازسازی تصویر فانتوم استاندارد برای ۱۰۰ هزار ذره فرودی اولیه با تصحیح تعداد افکنده‌ها بر مبنای زاویه حرکت طبق شرط سه‌گانه تصحیحات زاویه در سینوگرام اصلاح شده با الگوریتم FBP می‌باشد. در این حالت ۱۶٫۷٪ از افکنده‌ها با تصحیح زاویه به افکنده‌های متناظر با زاویه تابش خود منتقل شدند. نتایج حاصل از این اصلاح زاویه منجر به‌بود خطای کل تصویر نسبت به فانتوم استاندارد شد. برای بررسی میزان خطای (RSME) هر روش، مقدار شدت پیکسل‌های حاصل از تصاویر فانتوم با تصویر داده‌های واقعی فانتوم در نرم‌افزار متلب مقایسه 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 روش‌های مختلف در جدول شماره ۲ مقایسه شده است.



شکل ۱۲. تصویر بازسازی سینوگرام اصلاح شده با اعمال تصحیح زاویه در الگوریتم FBP.

جدول ۲. مقایسه نتایج حاصل از روش‌های بازسازی اعمال شده

تعداد ذرات فرودی	RSP رؤیت شده در تصاویر	تعداد بافت‌های رویت شده	RMSE	روش بازسازی تصویر
۱۰ ^۵	۱٫۰۹۱	۸	۲۶٫۴۳	FBP
۲×۱۰ ^۶	۱٫۰۴۳	۱۲	۸٫۸۲	FBP
۱۰ ^۵	۱٫۰۴۳	۱۲	۶٫۹۳	FBP با سینوگرام اصلاح شده
۱۰ ^۵	۱٫۰۴۳	۱۲	۶٫۸۱	FBP با سینوگرام اصلاح شده و تصحیح زاویه



10. M. Prall et al. *High-energy proton imaging for biomedical applications*, *scientific reports* **6**. 27651 (2016).
11. G. Poludniowski, N.M. Allinson, and P.M. Evans, *Proton radiography and tomography with application to proton therapy*, *The British journal of radiology*. **88**.1053, (2015).
12. T. Li, and J.Z. Liang, *Reconstruction with most likely trajectory for proton computed tomography*, *Medical Imaging, Image Processing*. **5370**, (2004).
13. M. Bucciantonio, and F. Sauli, *Proton computed tomography*, *Modern Physics Letters A*. **30**.17, (2015).
14. 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).
15. C. Zeng et al. *Proton Treatment Planning, Target Volume Delineation and Treatment Planning for Particle Therapy*. Springer, Cham. **45**-105 (2018).
16. H. Paganetti, *Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations*, *Physics in Medicine and Biology*. **57**.11, 99 (2012).
17. C.T. Quinones, *Proton computed tomography*, *Diss. Université de Lyon*. (2016).
18. F. Ulrich-Pur et al, *Imaging with protons at MedAustron*, *Nuclear Inst. And Methods in Physics Research, A* **978**, 164407 (2020).
19. T. Li et al., *Reconstruction for proton computed tomography: A Monte Carlo study*, *IEEE Medical Imaging Conference*. (2003).
20. G. Poludniowa, G., Allinson, and N., Evans, *Proton radiography and tomography with application to proton therap*, *The British journal of radiology*. (2015).
21. E. Schnell, S. Ahmad and T. de la Fuente Herman, *Commissioning of a Relative Stopping Power to Hounsfield Unit Calibration Curve for a Mevion Proton Radiation Treatment Unit*, *University of Oklahoma Health*. (2016).
22. C.B. Saw et al, *Determination of CT-to-density conversion relationship for image-based treatment planning systems*, *Medical Dosimetry* **30**.3, 145-1483 (2005).

نیز با کاهش میزان پراکندگی‌های MCS که در سینوگرام اصلاح‌شده اعمال می‌شود، خطای استفاده از الگوریتم برای بازسازی تصویر کاهش پیدا کرد. نتایج حاصل نشان از این دارد در صورت استفاده از الگوریتم FBP با سینوگرام اصلاح شده و اعمال تصحیحات زاویه در دز کم‌تر نسبت به الگوریتم FBP، نسبت سیگنال به نویز افزایش یافته و RMSE به مقدار ۲ درصد کاهش می‌یابد.

در حالت کلی کیفیت تصاویر pCT به علت پراکندگی‌های متعدد زاویه‌ای کوچک توسط میدان کولنی داخل شیء محدود می‌باشد به طوری که مسیر دقیق عبوری پروتون برای ردیابی مسیر حرکت غیرممکن است. در صورتی که مسیر عبوری پروتون در یک محیط با استفاده از تخمین‌گرهای مسیر، مدل‌سازی شود، با در دست داشتن محتمل‌ترین مسیر عبوری پروتون، کیفیت تصاویر بهبود می‌یابد.

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 and 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. *Particle Therapy Co-Operative Group*. <https://www.Ptcog.ch>.
8. M.W. McDonald and M.M. Fitzek, *Proton Therapy*, *Curr Probl Cancer*. **34**, 257-296 (2010).
9. U. Schneider et al. *Secondary neutron dose during proton therapy using spot scanning*, *Int J Radiation Oncology Biol Phys*. **53**, 244–251 (2002).

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، امیر موافقی، محتبی عسکری (۱۴۰۰)، بازسازی تصاویر حاصل از مدل‌سازی مقطع‌نگاری رایانه‌ای پروتون با استفاده از ابزار مونت کارلوی Geant4، ۹۸، ۳۵-۴۳

DOI: 10.24200/nst.2021.1309

Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1309.html

