

ارزیابی توزیع گاماهاى آنی گسیل شده در حین پروتون‌درمانی با استفاده از ابزار مونت کارلوی GATE

شراره قریب و پیوند طاهرپرور*

دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

*گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه گروه فیزیک، کد پستی ۴۱۹۳۸-۳۳۶۹۷.

پست الکترونیکی: p.taherparvar@guilan.ac.ir

چکیده

یکی از روش‌های پایش برد باریکه پروتون به کارگیری گاماهاى آنی حاصل از برهم‌کنش پروتون-هسته در داخل بدن بیمار است. در این پژوهش، برهم‌کنش باریکه‌های پروتونی با انرژی ۹۰، ۱۲۰ و ۱۵۰ MeV با یک فانتوم از جنس PMMA به کمک ابزار مونت کارلوی GATE شبیه‌سازی شد. همبستگی بین توزیع دُز پروتون با توزیع مکانی گاماهاى آنی در پنجره انرژی‌های مختلف که متناسب با قله‌های قابل تفکیک طیف گاماهاى آنی انتخاب شدند، بررسی شد. نتایج نشان داد که انتخاب پنجره انرژی برای آشکارسازی گاماهاى آنی تأثیر زیادی بر دقت تخمین برد پروتون با استفاده از توزیع گاماهاى آنی دارد. سپس استوانه‌های آشکارساز ایده‌آل با شعاع‌های ۲۹، ۴۹، ۶۹ و ۸۹ mm شبیه‌سازی شد. توزیع غیرهمسان‌گرد گاماهاى آنی آشکارشده توسط استوانه آشکارساز با شعاع ۸۹ mm نشان داد که یک موقعیت ترجیحی با توجه به موقعیت برد پروتون برای آشکارسازی پرتوهای گامای آنی وجود دارد که می‌تواند برای به‌بیشینه رساندن کارایی هندسی آشکارسازی گامای آنی مورد استفاده قرار گیرد. نتایج نشان داد موقعیت ترجیحی آشکارسازی گاماهاى آنی به انرژی باریکه پروتون وابسته است و با افزایش انرژی پروتون این موقعیت ترجیحی در مکانی عقب‌تر از موقعیت برد پروتون یافت می‌شود. علاوه بر این، موقعیت ترجیحی تغییرات قابل توجهی را در پنجره انرژی‌های مختلف نشان داد. در ادامه، به کمک معادله خط‌گذرنده از موقعیت‌های ترجیحی به‌دست‌آمده توسط استوانه‌های آشکارساز به تخمین موقعیتی با بیشینه بازده گامای آنی تولیدی درون فانتوم و مقایسه آن با موقعیت اصلی پرداختیم.

کلیدواژگان: پروتون‌درمانی، برد پروتون، پایش برد پروتون، گاماهاى آنی، کد مونت کارلوی GATE.

۱. مقدمه

به نهدت می‌گذارند. در واقع انرژی نهدت یافته برای پروتون‌ها به‌صورت نهدت به نسبت کم در طول مسیر و یک قله تیز (که قله براگ نامیده می‌شود) با دُز زیاد است که در انتهای مسیر پروتون قرار گرفته است [۱]. به‌منظور بهره‌مندی از این مزیت فیزیکی، انرژی باریکه پروتون باید به‌گونه‌ای انتخاب شود که بیشینه دُز به حجم هدف تحویل داده شود و هم‌زمان، بافت‌های

امروزه تکنیک پروتون‌درمانی به‌عنوان یکی از دقیق‌ترین روش‌های پرتودرمانی خارجی در موارد بالینی مورد توجه قرار گرفته است. در این روش، از باریکه‌های پروتونی به‌منظور از بین بردن بافت‌های آسیب‌دیده و سرطانی استفاده می‌شود. مزیت بهره‌گیری از باریکه پروتونی، بدین صورت است که این ذرات باردار، بخش عمده انرژی خود را در یک ناحیه کوچک

سالم اطراف مصون بماند. به عنوان یک اصل برد پروتون موقعیتی است که در آن دُز تابش جذب شده به ۸۰٪ از بیشینه مقدار خود در دیستال قله براگ کاهش یافته است [۲]. عدم قطعیت‌های تأثیرگذار بر برد باریکه یک چالش را برای فیزیک‌دانان پزشکی و انکولوژیست‌ها به منظور بهره‌مندی از توزیع دُز منحصربه‌فرد پروتون ایجاد کرده است. عدم قطعیت برد باریکه سبب می‌شود که حجم هدف دُز مورد نظر را دریافت نکرده و یا این‌که بافت‌های حیاتی در مجاورت حجم هدف در داخل قله براگ قرار گرفته و به نحوی آسیب ببینند. اگرچه شتاب‌دهنده‌های مورد استفاده در پروتون‌درمانی می‌توانند انرژی باریکه را با دقت زیادی انتخاب کنند، اما عوامل مختلفی برای عدم قطعیت برد شناسایی شده‌اند که می‌توان به ناهمگنی‌ها و مصنوعات قطع‌نگاری تابش ایکس (CT)، تبدیل واحدهای هانسفیلد به توان توقف پروتون، تغییرات آناتومیکی (تغییر وزن، کوچک‌شدن تومور) و همچنین موقعیت نادرست بیمار و حرکت اندام‌های داخلی اشاره کرد. همه این عوامل می‌توانند حداکثر عدم قطعیت $10-15$ mm را ایجاد کنند [۳]. از آنجایی‌که باریکه پروتون در داخل بدن بیمار متوقف می‌شود، پایش برد پرتو پروتون به صورت مستقیم دشوار است؛ از این رو از روش‌های غیرمستقیم بدین منظور استفاده می‌شود. در طول دهه‌های گذشته تلاش‌های تحقیقاتی قابل توجهی در سراسر جهان برای توسعه روش‌های غیرمستقیم پایش برد باریکه در داخل بدن انجام شده است که عمدتاً این روش‌ها بر استفاده از پرتوهای گاما‌های آنی و تأخیری ثانویه که توسط واکنش‌های ناکشسان پروتون-هسته در بدن بیمار تولید می‌شود، تمرکز یافته است [۶-۴]. یکی از روش‌ها برای پایش برد باریکه در پروتون‌درمانی، قطع‌نگاری گسیل پوزیترون (PET) است که ایده به‌کارگیری آن به دهه ۱۹۷۰ برمی‌گردد [۷]. این روش مبتنی بر آشکارسازی و تصویربرداری

از جفت فوتون‌های نابودی پوزیترون است که از واپاشی رادیوایزوتوپ‌های ناپایدار گسیلنده پوزیترون حاصل از برهم‌کنش‌های هسته‌ای باریکه پروتون با هسته‌های بافت تولید می‌شود. واپاشی تأخیری رادیوایزوتوپ‌های گسیلنده پوزیترون (۲۰-۱ دقیقه پس از تابش) یک محدودیت عمده برای پایش بلادرنگ برد پروتون محسوب می‌شود. علاوه بر این، این روش به دلیل بازده نسبتاً کم فوتون، اثر برد پوزیترون و اثر شستشوی زیستی^۱ محدود می‌شود [۴]. روش دیگر برای پایش برد باریکه استفاده از گاما‌های آنی^۲ است که نخستین بار توسط استیچل بوت در سال ۲۰۰۳ پیشنهاد شد [۸]. پرتوهای گاما‌های آنی بلافاصله پس از تابش باریکه پروتون از واپاشی یک هسته به حالت پایه آن پس از برانگیختگی گسیل می‌شود؛ بنابراین امکان پایش بلادرنگ برد باریکه را بدون اثر شستشوی زیستی فراهم می‌آورد [۹، ۱۰]. در دهه‌های گذشته انواع مختلفی از دوربین‌ها و آشکارسازهای گاما‌های آنی برای افزایش دقت درمان ساخته شده‌اند که دوربین شکافی که توسط اسمیتس و همکاران [۳] توسعه داده شده بیشترین استفاده را در کاربرد بالینی داشته است [۱۱]. در حال حاضر نیز چندین گروه تحقیقاتی در حال توسعه انواع مختلفی از سیستم‌های اندازه‌گیری گامای آنی مانند دوربین شکاف لبه چاقو^۳، دوربین کامپتون، سیستم تصویربرداری رأس الکترون گاما^۴ (GEIV) [۱۲، ۱۳] به منظور پایش برد باریکه در حین درمان هستند. اگرچه پژوهش‌های صورت گرفته [۱۴، ۱۵] همبستگی خوبی بین توزیع مکانی بازده گاما‌های آنی و توزیع دُز را نشان می‌دهد؛ اما از آنجایی‌که گاما‌های آنی از فرایندهای فیزیکی مختلف ناشی می‌شود رابطه همبستگی آن‌ها ویژگی‌های پیچیده‌ای دارد و هیچ رابطه یک‌به‌یک دقیقی بین توزیع مکانی گاما‌های آنی و توزیع دُز وجود ندارد. برای ارزیابی و توسعه سیستم‌های درمانی و تصویربرداری در پزشکی هسته‌ای با

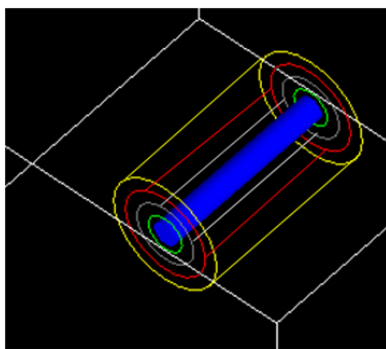
³ Knife-edge slit camera

⁴ Gamma Electron Vertex Imaging

¹ Biological washout effect

² Prompt gammas

فانتوم در راستای محوری به ۴۸۰ قسمت تقسیم شد (در هر ۰,۵ mm در راستای محوری فانتوم داده‌ها استخراج می‌گردد). فاصله چشمه تا فانتوم نیز ۳۸۰ mm در نظر گرفته شد. سپس استوانه‌هایی از جنس هوا (آشکارسازهای ایده‌آل) با شعاع‌های ۲۹ mm (در فاصله ۱۰ میلی‌متری از سطح استوانه) تا ۸۹ mm (با گام‌های برابر ۲۰ میلی‌متری) و طول محوری ۲۹۰ mm (به‌صورت هم محور) برای آشکارسازی پرتوهای گاما شبیه‌سازی شد. شعاع استوانه‌ها بر اساس نتایج حاصل از ارزیابی شبیه‌سازی‌های اولیه انتخاب گردید. در شکل ۱ نمایی از هندسه شبیه‌سازی نشان داده شده است.



شکل (۱): نمایی از هندسه شبیه‌سازی شده در محیط GATE.

از فهرست فیزیکی QGSP-BIC-HP-EMZ (که برای شبیه‌سازی‌های پروتون‌درمانی در GATE اعتبارسنجی شده) استفاده گردید. در این فهرست فیزیکی QGSP برهم‌کنش هادرونی بین نوکلئون‌ها، BIC برهم‌کنش ناکشسان برای یون‌ها، HP برهم‌کنش نوترونی و EMZ برهم‌کنش الکترومغناطیسی بین ذرات را شبیه‌سازی می‌کند. شبیه‌سازی با 4×10^8 ذره اجرا شد. به‌منظور ارزیابی داده‌ها، برد باریکه پروتون (R) موقعیتی با ۸۰ درصد افت دیستال قله براگ و به‌صورت مشابه، برد گامای آنی (R_{PG}) موقعیتی با ۸۰ درصد افت بازده تولید گامای آنی در امتداد مسیر باریکه در فانتوم تعریف شد. به‌منظور تعیین همبستگی بین توزیع دُز و توزیع مکانی بازده گاماهاى آنی از کمیت $\Delta_{\text{fall-off}} = R - R_{\text{PG}}$ استفاده گردید. برای هر استوانه

کمترین هزینه و بالاترین دقت، استفاده از روش‌های شبیه‌سازی بر پایه تکنیک مونت کارلو و کدهای اختصاصی مربوطه مانند FLUKA, MCNP, GEANT4 و GATE اهمیت ویژه‌ای یافته است [۱۶]. به‌منظور ارزیابی همبستگی بین توزیع مکانی گاماهاى آنی نشئت‌گرفته از فرایندهای فیزیکی مختلف با توزیع دُز پروتون، در پژوهش حاضر با شبیه‌سازی باریکه‌های پروتونی با انرژی ۹۰، ۱۲۰، و ۱۵۰ MeV و برهم‌کنش آن‌ها با یک فانتوم از جنس PMMA به کمک ابزار مونت‌کارلوی GATE، طیف گاماهاى آنی حاصل از برهم‌کنش را به‌دست می‌آوریم، سپس با انتخاب چندین پنجره انرژی متناسب با قله‌های قابل‌تفکیک طیف به بررسی همبستگی در این پنجره‌های انرژی می‌پردازیم. در ادامه نیز، به‌منظور تعیین موقعیت ترجیحی قرارگیری دوربین برای بیشینه آشکارسازی پرتوهای گامای آنی با توجه به موقعیت برد باریکه پروتون، گسیل فضایی آن‌ها را بررسی می‌کنیم. این مطالعه اطلاعات ارزشمندی را برای توسعه یک سیستم تصویربرداری گامای آنی قابل‌اعتماد برای کاربرد بالینی به‌منظور پایش بلادرنگ برد باریکه فراهم می‌آورد.

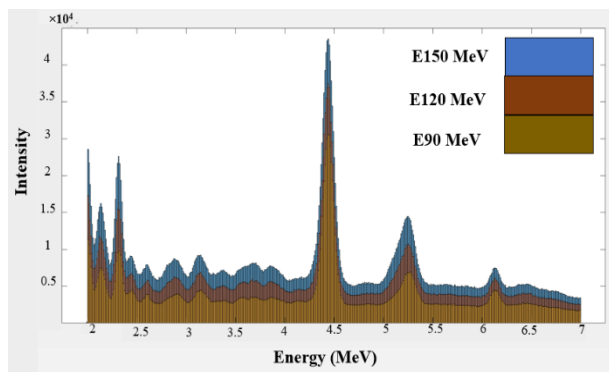
۲. مواد و روش‌ها

شبیه‌سازی با استفاده از ابزار مونت‌کارلوی GATE که یک کد شبیه‌سازی مبتنی بر کد Geant4 است [۱۷] و در مدل‌سازی تصویربرداری پزشکی هسته‌ای [۱۸] و درمان پرتوی [۱۹] مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ صورت پذیرفت. یک فانتوم استوانه‌ای از جنس PMMA (مشابه با بافت زیستی، با فرمول شیمیایی $(C_5H_8O_2)_n$)، با چگالی $1/195 \text{ gr/cm}^3$ با شعاع ۱۹ mm و طول محوری ۲۹۰ mm در مرکز جهانی به ابعاد $2 \times 2 \times 2 \text{ m}^3$ طراحی گردید. سپس باریکه‌های پروتونی استوانه‌ای به قطر ۵ mm با انرژی‌های ۹۰، ۱۲۰ و ۱۵۰ MeV (محدوده انرژی پروتون‌درمانی) مدل‌سازی گردید. به‌منظور ارزیابی توزیع دُز پروتون و توزیع مکانی گاماهاى آنی در جهت حرکت باریکه،

۳. نتایج

۱.۳. طیف انرژی گاماها ی آنی و محاسبه ی بازده

طیف انرژی گاماها ی آنی حاصل از برهم کنش های فیزیکی باریکه پروتون با فانتوم در شکل ۳ نشان داده شده است که شدت گزارش شده در شکل در سطح فانتوم محاسبه شده است.

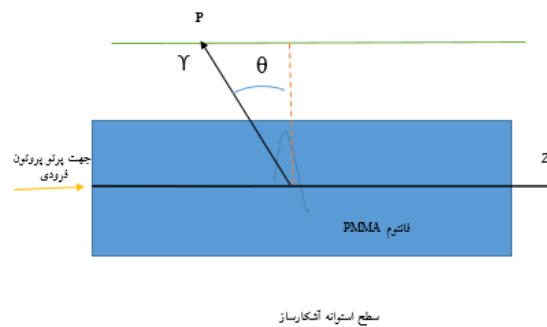


شکل (۳): طیف گاماها ی آنی حاصل از برهم کنش پرتو پروتون با فانتوم.

به منظور تعیین قله های قابل تفکیک مربوط در طیف باید بر هم کنش های فیزیکی پروتون با هسته های تشکیل دهنده فانتوم مورد بررسی قرار گیرد. قله 2.313 MeV به تولید گاماها ی آنی رادیوایزوتوپ برانگیخته ^{14}N مربوط می شود. از آنجایی که بخش اعظمی از PMMA را کربن تشکیل داده بزرگترین قله طیف به انرژی 4.44 MeV اختصاص یافته که مربوط به تولید گاماها ی آنی حاصل از رادیوایزوتوپ برانگیخته ^{12}C ناشی از واکنش $^{12}\text{C}^*(p,p)^{12}\text{C}$ است. قله های 5.24 MeV و 6.13 MeV نیز به ترتیب به تولید گاماها ی آنی رادیوایزوتوپ های برانگیخته ^{16}O و ^{18}O اشاره دارد [۲۲].

از آنجایی که آشکارسازی گاماها یی بانرژی بالاتر ارتباط بهتری با برد پروتون مورد استفاده در کاربرد بالینی دارد، همبستگی بین توزیع دُز پروتون را با توزیع بازده گاماها ی آنی بانرژی 4.44 MeV ، 5.24 MeV ، 6.13 MeV بررسی می کنیم.

آشکارساز محتمل ترین نقطه روی سطح استوانه که پرتوهای گاما از آن عبور می کند با P نشان داده شد. زاویه بین نقطه P و زاویه عمود به محور اصلی فانتوم که از برد پروتون عبور می کند نیز θ نامیده شد. نمای جانبی هندسه شبیه سازی شده در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل (۲): نقطه P و زاویه θ تعیین شده برای یک آشکارساز ایده آل.

از آنجایی که حالت های برانگیخته هسته ها، کوتاه مدت است یک طیف انرژی منحصربه فرد از گاماها ی آنی از هر عنصر در بافت های تحت تابش گسیل می شود که انرژی آن از $7-2 \text{ MeV}$ متفاوت است [۹،۲۰]. مطالعه صورت گرفته توسط وربورگ و همکاران [۲۱] نشان می دهد که شناسایی قله های گسسته طیف گاماها ی آنی مشخصه می تواند مزایای متعددی را برای بهبود دقت و کارایی پایش برد باریکه فراهم آورد از این رو با استفاده از آکتور اختصاصی GATE، ابتدا طیف انرژی گاماها ی آنی تولید شده در فانتوم PMMA به دست آمد؛ سپس با انتخاب چندین پنجره انرژی متناسب با قله های قابل تفکیک طیف همبستگی توزیع مکانی بازده گاماها ی آنی با برد باریکه پروتون بررسی گردید. در ادامه توزیع مکانی پرتوهای گاما ی آشکار شده توسط استوانه های آشکارساز در امتداد مسیر باریکه به دست آمد و با برازش توزیع مکانی، نقطه P برای هر استوانه آشکارساز تعیین شد. در این پژوهش از 4×10^8 ذره پروتون برای رسیدن به عدم قطعیت آماری کمتر از ۲٪ در محاسبات استفاده گردید.

پروتون در پروتون درمانی به کار گرفته شود. این مشاهدات به خوبی با نتایج تجربی سایر گروه‌های تحقیقاتی مطابقت دارد [۱۴، ۱۵]. شکل همبستگی متمایز سه پرتوگاماهاى آنی با توزیع دُز پروتون را نشان می‌دهد که دقت متفاوتی برای تخمین برد پروتون ارائه می‌دهد به منظور تعیین کمیت همبستگی بین توزیع مکانی بازده گامای آنی و برد پرتو پروتون به محاسبه کمیت $\Delta_{\text{fall-off}} = R - \text{RPG}$ برای انرژی‌های متفاوت پروتون در پنجره انرژی‌های مختلف پرداختیم که در جدول ۲ فهرست شده است.

همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، برای هر سه انرژی پروتون، پرتوهای گامای آنی 6.13 MeV در پنجره انرژی $6.3 - 0.9 \text{ MeV}$ بالاترین دقت را در حدود 1 mm دارند اما این پرتوها کمترین بازده را به خود اختصاص داده‌اند (جدول ۱). پرتوهای 5.24 MeV در پنجره انرژی $5.4 - 0.7 \text{ MeV}$ دقتی در حدود 8 mm و پرتوهای 4.44 MeV در پنجره انرژی $4.6 - 0.7 \text{ MeV}$ که توزیع مکانی بسیار شبیه به توزیع دُز را نشان می‌دهد، دقتی در حدود 2 mm ارائه می‌دهد. پنجره ترکیبی $6.3 - 0.7 \text{ MeV}$ دقتی در حدود 3 mm دارد که به دقت پرتوهای 4.44 MeV نزدیکتر است زیرا پنجره انرژی $4.6 - 0.7 \text{ MeV}$ در بازه $6.3 - 0.7 \text{ MeV}$ غالب است. همان‌طور که مشاهده شد انتخاب پنجره انرژی برای آشکارسازی گاماهاى آنی تاثیر زیادی بر دقت تخمین برد پروتون با استفاده از توزیع گاماهاى آنی دارد که این موضوع با مطالعات قبلی [۳، ۲۵] مطابقت دارد. دقت متفاوت مشاهده شده بین توزیع گاماهاى آنی و توزیع دُز پروتون در پنجره انرژی‌های مختلف چالش‌های بزرگی را برای آشکارسازی بهینه گاماهاى آنی ایجاد می‌کند.

توان تفکیک انرژی آشکارسازهای سوسوزن (از جمله آشکارساز رایج مورد استفاده NaI(Tl)) با افزایش انرژی پرتوهای گاما بهبود می‌یابد [۲۳]. در این پژوهش به منظور ارزیابی همبستگی بین توزیع مکانی گاماهاى آنی نشست‌گرفته از فرایندهای فیزیکی مختلف با توزیع دُز پروتون، مشابه با مرجع [۲۴] همبستگی بین توزیع دُز پروتون را با توزیع بازده گاماهاى آنی با انرژی 6.13 MeV ، 5.24 MeV ، 4.44 MeV به ترتیب با انتخاب سه پنجره انرژی با عرض‌های مساوی $4.6 - 0.7 \text{ MeV}$ ، $5.4 - 0.7 \text{ MeV}$ و $6.3 - 0.9 \text{ MeV}$ مورد بررسی واقع شده است. یک پنجره انرژی بزرگ‌تر $6.3 - 0.7 \text{ MeV}$ را نیز برای مطالعه اثر هر سه آن‌ها در نظر گرفته شده است. بازده گاماهاى آنی در پنجره انرژی‌های متفاوت که از درون فانتوم نشست می‌گیرند، در سطح فانتوم به‌ازای هر پروتون فرودی برآورد شده و در جدول ۱ فهرست شده است. همان‌طور که انتظار می‌رود بازده گاماهاى آنی با افزایش انرژی باریکه پروتون افزایش یافته و فراوانی بازده به ترتیب به پنجره‌های انرژی $6.3 - 0.7 \text{ MeV}$ ، $4.6 - 0.7 \text{ MeV}$ و $5.4 - 0.7 \text{ MeV}$ ، $6.3 - 0.9 \text{ MeV}$ و $4.6 - 0.7 \text{ MeV}$ اختصاص دارد.

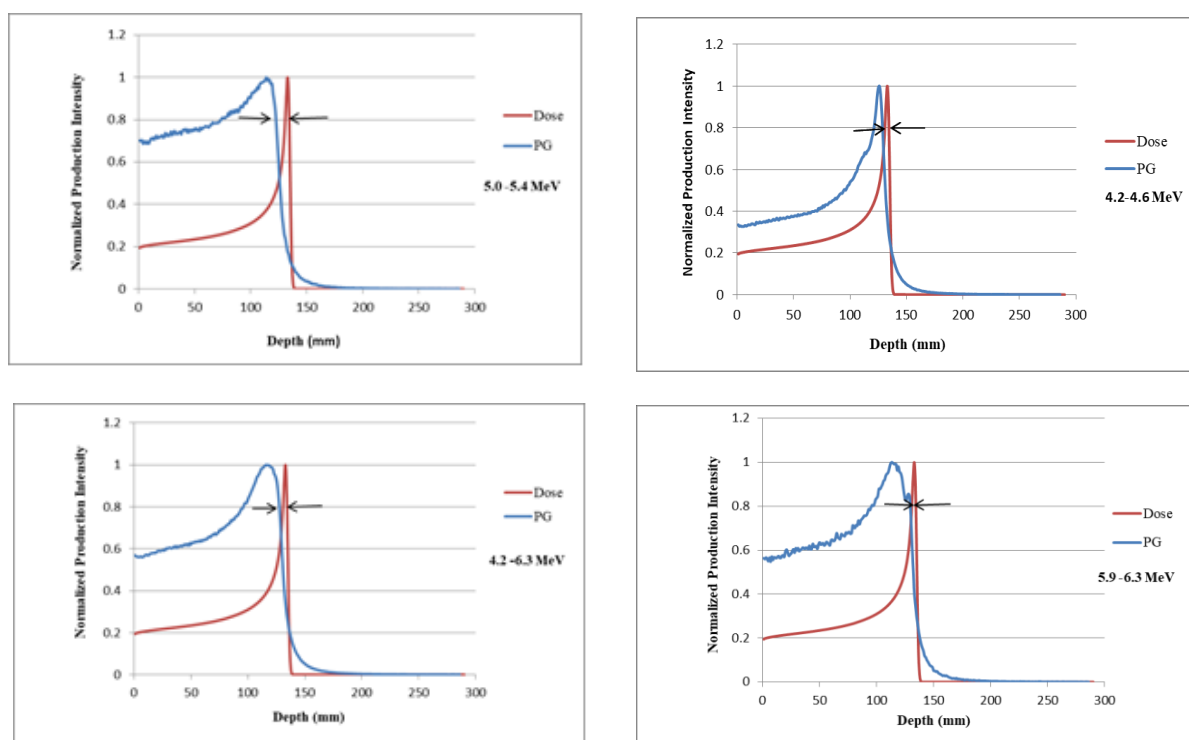
۲.۳. همبستگی بین توزیع مکانی بازده گاماهاى آنی و

برد باریکه‌ی پروتون

توزیع مکانی بازده گاماهاى آنی به همراه توزیع دُز پروتون در داخل فانتوم توسط آکتور اختصاصی GATE به دست آمد که نمونه‌ای از آن در شکل ۴ برای انرژی پروتون 150 MeV در پنجره انرژی‌های مختلف به‌نمایش درآمده است. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود افت بازده گاماهاى آنی مطابقت نزدیکی با افت قله براگ دارد که می‌تواند برای پایش بلادرنگ برد

جدول (۱): بازده گاماهاى آنی نشست گرفته از درون فانتوم به ازای هر پروتون فرودی.

انرژی پروتون (MeV)	پنجره انرژی (MeV)	بازده گاماهاى آنی به ازای پروتون فرودی (%)
۹۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۵
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۲۳
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۱۴
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱٫۱۵
۱۲۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۶۵
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۳۴
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۲۰
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱٫۶۰
۱۵۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۷۹
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۴۶
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۲۵
	۴٫۲ - ۶٫۳	۲٫۰۴



شکل (۴): توزیع مکانی بازده گاماهاى آنی در پنجره انرژیهای مختلف به همراه توزیع دز پروتون با انرژی ۱۵۰ MeV.

جدول (۲): تعیین کمیت $\Delta_{\text{Fall-off}}$ در پنجره انرژی‌های مختلف برای انرژی‌های متفاوت پروتون.

$\Delta_{\text{Fall-off}}$ (mm)	پنجره انرژی (MeV)	انرژی پروتون (MeV)
۲,۰	۴,۲ - ۴,۶	
۸,۰	۵,۰ - ۵,۴	۹۰
۱,۰	۵,۹ - ۶,۳	
۳,۰	۴,۲ - ۶,۳	
۱,۵	۴,۲ - ۴,۶	
۷,۵	۵,۰ - ۵,۴	۱۲۰
۰,۵	۵,۹ - ۶,۳	
۲,۵	۴,۲ - ۶,۳	
۲,۰	۴,۲ - ۴,۶	
۸,۰	۵,۰ - ۵,۴	۱۵۰
۱,۰	۵,۹ - ۶,۳	
۳,۰	۴,۲ - ۶,۳	

۳.۳. تعیین موقعیت ترجیحی با توجه به موقعیت برد باریکه‌ی پروتون برای آشکارسازی گاماهاى آنی

با استفاده از استوانه آشکارساز ایده‌آل که فانتوم را احاطه می‌کند می‌توان شمار پرتوهای گامای قابل آشکارسازی را تخمین زد. از آنجایی که سطح استوانه آشکارساز با شعاع ۸۹ mm در فاصله تقریباً مناسبی از فانتوم برای قرارگیری دورین واقع شده است، در جدول ۳ بازده پرتوهای گامایی که به‌ازای هر پروتون فرودی به استوانه آشکارساز با شعاع ۸۹ mm می‌رسند فهرست شده است. با مقایسه جدول ۱ می‌توان مشاهده کرد فوتون‌های گامایی که به‌ازای هر پروتون فرودی به استوانه آشکارساز می‌رسد، در پنجره انرژی‌های مختلف کاهش یافته است. برای هر سه انرژی پرتو پروتون، پنجره انرژی $4.2 - 4.6 \text{ MeV}$ دارای بازده بیشتری از پنجره‌های $5.0 - 5.4 \text{ MeV}$ و

$4.2 - 6.3 \text{ MeV}$ است. بازده کل پنجره انرژی $4.2 - 6.3 \text{ MeV}$ در استوانه آشکارساز برای انرژی پروتون ۹۰، ۱۲۰ و 150 MeV به ترتیب حدود ۶۰٪، ۶۵٪ و ۷۰٪ از بازده همان پرتوهای گامایی است که از فانتوم نشئت می‌گیرد.

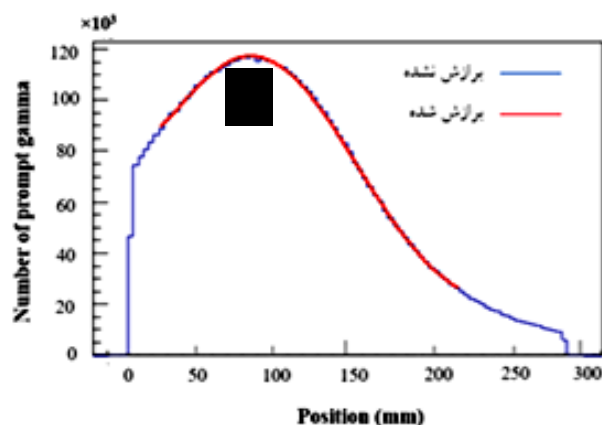
منحنی‌های توزیع مکانی گاماهاى آشکارشده توسط استوانه آشکارساز با شعاع ۸۹ mm برای تعیین موقعیتی با بیشینه بازده گاماهاى آنی (نقطه P) برازش شدند. شکل ۵ توزیع غیرهمسان‌گرد گاماهاى آنی آشکارشده در پنجره انرژی $4.2 - 6.3 \text{ MeV}$ برای انرژی پروتون 150 MeV را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، هیچ سقوط شدیدی در موقعیت برد پروتون وجود ندارد که این نشان می‌دهد یک موقعیت ترجیحی در سطح استوانه آشکارساز برای به بیشینه رساندن کارایی هندسی آشکارسازی گاماهاى آنی وجود دارد.

باتوجه به موقعیت برد باریکه پروتون این موقعیت‌های آشکارسازی ترجیحی با زاویه قطبی θ تعیین شدند که در جدول ۴ فهرست شده است. زاویه منفی θ به این معنی است که بازه بیشتر پرتوهای گامای قایل آشکارسازی در مکانی عقب تر از برد باریکه‌ی پروتون یافت می‌شود.

$$\left(\tan^{-1} \left(\frac{\text{موقعیت نقطه } (p) - \text{موقعیت برد پروتون}}{\text{شعاع آشکارساز } (89 \text{ mm})} \right) = \theta \right)$$

جدول (۳): بازه گاماهاى آنی آشکارشده توسط استوانه آشکارساز (با شعاع ۸۹ mm) به ازای هر پروتون فرودی در پنجره انرژی‌های مختلف.

انرژی پروتون (MeV)	پنجره انرژی (MeV)	بازده فوتون‌های گاما به‌ازای پروتون فرودی (%)
۹۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۳۰
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۱۳
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۰۸
	۴٫۲ - ۶٫۳	۰٫۶۸
۱۲۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۴۳
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۲۲
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۱۳
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱٫۰۵
۱۵۰	۴٫۲ - ۴٫۶	۰٫۵۶
	۵٫۰ - ۵٫۴	۰٫۳۲
	۵٫۹ - ۶٫۳	۰٫۱۸
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱٫۴۴



شکل (۵): توزیع مکانی گاماهاى آنی آشکارشده توسط آشکارساز با شعاع ۸۹ mm در پنجره انرژی ۴٫۲ - ۶٫۳ MeV برای انرژی پروتون ۱۵۰ MeV.

جدول (۴): موقعیت ترجیحی آشکارسازی (θ).

زاویه θ (°)	فاصله افقی (mm)	پنجره انرژی (MeV)	انرژی پروتون (MeV)
-۱۵	۲۴	۴٫۲ - ۴٫۶	۹۰
-۱۹	۳۱	۵٫۰ - ۵٫۴	
-۱۶	۲۵	۵٫۹ - ۶٫۳	
-۱۶	۲۵	۴٫۲ - ۶٫۳	
-۲۱	۳۴	۴٫۲ - ۴٫۶	۱۲۰
-۲۶	۴۳	۵٫۰ - ۵٫۴	
-۲۳	۳۸	۵٫۹ - ۶٫۳	
-۲۳	۳۸	۴٫۲ - ۶٫۳	
-۲۶	۴۳	۴٫۲ - ۴٫۶	۱۵۰
-۳۳	۵۷	۵٫۰ - ۵٫۴	
-۲۸	۴۷	۵٫۹ - ۶٫۳	
-۲۸	۴۷	۴٫۲ - ۶٫۳	

نقاط P با بهترین خط عبوری برازش شد و معادله خط حاصل از آن به دست آمد که نمونه‌ای از آن در شکل ۶ نشان داده شده است که مربوط به پنجره انرژی MeV ۶٫۳ - ۴٫۲ و برای انرژی پروتون ۱۵۰ MeV است.

ریشه معادله خط حاصل

$$(y = -2/4841x + 299/96 = 0; \quad x = 120/8)$$

که انتظار می‌رود تقریباً موقعیتی با بیشینه بازده گامای تولیدی درون فانتوم ($y = 0$) را نشان دهد به دست آمد و با موقعیت اصلی بیشینه توزیع گامای آنی به دست آمده توسط آکتور اختصاصی GATE (بخش ۲٫۳) مقایسه شد که مقادیر حاصل در جدول ۵ فهرست شده است. بیشینه اختلاف مشاهده شده در این مقایسه ۷٫۳ mm است. که خطاهایی در حدود ۴ mm و ۷ mm برای تعیین موقعیت برد در پژوهش‌های دیگر نیز مشاهده شده است [۲۷، ۲۶].

همان‌طور که در جدول ۴ مشاهده می‌شود، با افزایش انرژی زاویه θ برای همه‌ی پنجره‌های انرژی افزایش یافته که این نشان می‌دهد موقعیتی که تعداد پرتوهای گامای آنی قابل آشکارسازی را بیشینه می‌سازد نسبت به موقعیت برد باریکه‌ی پروتون با افزایش انرژی پروتون عقب می‌رود. علاوه بر این، زاویه θ (موقعیت آشکارسازی) تغییرات قابل توجهی را برای پنجره انرژی‌های متفاوت نشان می‌دهد.

۴.۳. تخمین موقعیتی با بیشینه بازده گاماهاى آنی درون

فانتوم با استفاده از معادله خط گذرنده از نقاط P

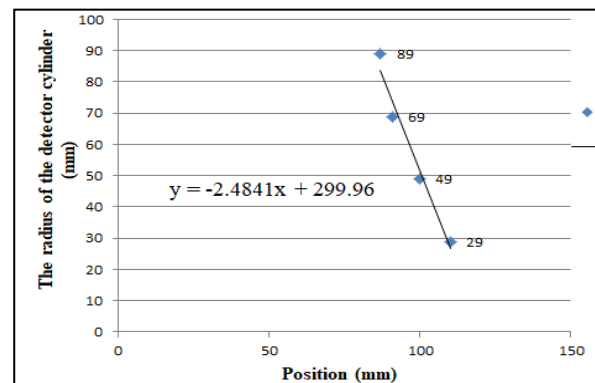
منحنی‌های توزیع مکانی گاماهاى آنی آشکار شده توسط سایر استوانه‌های آشکارساز نیز در پنجره انرژی‌های مختلف و برای انرژی‌های پروتون متفاوت برازش شد و نقاط P برای آن‌ها تعیین گردید و مشخص شد که نقطه P با افزایش فاصله سطح استوانه آشکارساز (افزایش شعاع) از فانتوم عقب می‌رود. سپس

جدول (۵): مقایسه موقعیت‌های به دست آمده با بیشینه بازده گامای آنی درون فانتوم با استفاده از ریشه معادله خط گذرنده از نقاط P و موقعیت‌های

اصلی بدست آمده توسط اکتور اختصاصی GATE.

انرژی پروتون (MeV)	پنجره انرژی (MeV)	موقعیت اصلی (mm)	موقعیت به دست آمده از معادله خط (mm)	اختلاف (mm)
	۴٫۲ - ۶٫۳	۵۰٫۰	۴۲٫۷	-۷٫۳
۹۰	۵٫۰ - ۵٫۴	۴۱٫۰	۳۳٫۹	-۷٫۱
	۵٫۹ - ۶٫۳	۳۸٫۰	۳۷٫۷	-۰٫۳
	۴٫۲ - ۶٫۳	۴۲٫۰	۳۷٫۳	-۴٫۷
	۴٫۲ - ۶٫۳	۸۶٫۰	۸۳٫۹	-۲٫۱
۱۲۰	۵٫۰ - ۵٫۴	۷۴٫۰	۶۷٫۹	-۶٫۱
	۵٫۹ - ۶٫۳	۷۵٫۰	۷۲٫۱	-۲٫۹
	۴٫۲ - ۶٫۳	۷۸٫۰	۷۵٫۵	-۲٫۵
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱۳۰٫۰	۱۳۰٫۳	۰٫۳
۱۵۰	۵٫۰ - ۵٫۴	۱۱۸٫۰	۱۱۵٫۷	-۲٫۲
	۵٫۹ - ۶٫۳	۱۱۷٫۰	۱۲۵٫۱	۵٫۱
	۴٫۲ - ۶٫۳	۱۲۰٫۰	۱۲۰٫۸	۰٫۸

ناکشسان پروتون-هسته در بدن بیمار تولید می‌شود. همبستگی بین توزیع دُز پروتون یا توزیع مکانی بازده گاماها آنی در پنجره انرژی‌های مختلف بررسی شد. نتایج نشان داد انتخاب پنجره انرژی برای آشکارسازی گاماها آنی تأثیر زیادی بر دقت تخمین برد پروتون با استفاده از توزیع گاماها آنی دارد. پرتوهای گامای آنی در پنجره انرژی $MeV\ 6.3 - 5.9$ اگرچه دقت خوبی در حدود $1\ mm$ را ارائه می‌دهد؛ اما این پرتوهای گامای آنی کمترین بازده را دارد. باتوجه به این که بیشترین بازده تولید به ترتیب به پنجره انرژی $MeV\ 6.3 - 4.2$ و $MeV\ 6.3 - 4.2$ اختصاص دارد و این دو پنجره دقت مطلوبی به ترتیب در حدود $3\ mm$ و $2\ mm$ ارائه می‌دهند، به کارگیری این دو پنجره انرژی برای پایش برد باریکه پروتون مناسب‌تر خواهد بود. سپس استوانه‌های آشکارساز ایده‌آل به شعاع‌های $29, 49, 69$ و $89\ mm$ شبیه‌سازی شد. توزیع غیرهمسان‌گرد گاماها آنی آشکار شده توسط استوانه آشکارساز با شعاع $89\ mm$ نشان داد که یک موقعیت ترجیحی برای آشکارسازی



شکل (۶): خط گذرنده از نقاط P (شکل (۵)) مربوط به پنجره انرژی $MeV\ 6.3 - 4.2$ برای انرژی پروتون $MeV\ 150$.

۴. نتیجه‌گیری

باتوجه به این که هدف از پروتون‌درمانی تحویل بیشینه دُز به حجم هدف و درعین حال حفاظت از بافت‌های سالم اطراف آن است پایش برد پرتو پروتون در حین پروتون‌درمانی حائز اهمیت است. یکی از روش‌های پایش بلادرنگ برد باریکه پروتون، استفاده از پرتوهای گامای آنی است که از برهم‌کنش

مقدار 0.3 mm تا بیشترین مقدار 7.3 mm متغیر بود. به دلیل فناوری‌های ویژه مورد استفاده و نیازهای بالینی خاص هر بیمار (علی‌رغم برخی چالش‌ها در توافق به یک مقدار معین)، مقادیر عملی؛ بر اساس استانداردهای ICRU و JAEA، خطایی 3 mm تا 5 mm برای اکثر موارد بالینی را قابل پذیرش دانسته‌اند. در پژوهش‌های پیشین، خطاهایی در حدود 4 mm و 7 mm برای تعیین برد پروتون نیز گزارش شده است که به نظر می‌رسد این خطا در برخی موارد به‌ویژه در تومورهای بزرگ و بافت‌هایی با حساسیت کمتر، قابل قبول تلقی شود. در پژوهش حاضر، گاما‌های آنی تولید شده در تمامی جهات توسط آشکارسازهای ایده‌آل شبیه‌سازی شده ثبت گردید که به‌منظور نزدیکی هرچه بیشتر نتایج به موارد بالینی می‌توان از شبیه‌سازی کامل‌تر دورین و چیدمان واقعی آشکارسازها استفاده نمود که قاعدتاً بر دقت نتایج تأثیرگذار خواهد بود.

پرتوهای گامای آنی وجود دارد که می‌تواند برای به بیشینه رساندن کارایی هندسی آشکارسازی گامای آنی مورد استفاده قرار گیرد نتایج نشان داد موقعیت ترجیحی آشکارسازی گاما‌های آنی به انرژی باریکه پروتون وابسته است و با افزایش انرژی پروتون این موقعیت ترجیحی در مکانی عقب‌تر از موقعیت برد پروتون یافت می‌شود علاوه بر این، این موقعیت ترجیحی برای آشکارسازی تغییرات قابل توجهی را برای پنجره انرژی‌های مختلف نشان می‌دهد. اگرچه این موارد آشکارسازی گاما‌های آنی را با توجه به موقعیت برد باریکه پروتون دشوار می‌کند؛ اما آشکارسازی گاما‌های آنی را می‌توان با اولویت‌های انرژی و موقعیت آشکارسازی بهینه کرد. در ادامه، به تخمین موقعیتی با بیشینه بازده گامای آنی درون فانتوم به کمک معادله خط گذرنده از موقعیت‌های ترجیحی به‌دست‌آمده از سایر استوانه‌های آشکارساز ایده‌آل پرداخته شد و مقادیر حاصل با موقعیت‌های اصلی به‌دست‌آمده توسط آکتور اختصاصی GATE مقایسه گردید که اختلاف مشاهده شده از کمترین

۵. مراجع

1. C. M. Charlie Ma, T. Lomax. *Proton and Carbon Ion Therapy*. Taylor and Francis Group. Boca Raton. United States, 2013.
2. H. Pagnatti. *Proton Therapy Physics*. Taylor and Francis Group. Boca Raton. United States, 2011.
3. J. Smeets, F. Roellinghoff, D. Prieels, F. Stichelbaut, A. Benilov, P. Busca, C. Fiorini, R. Peloso, M. Basilavecchia, T. Frizzi, J. C. Dehaes, A. Dubus. Prompt gamma imaging with slit camera for real-time range control in proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 57 (11) (2012) 3371-3405.
4. P. Dendooven, H. J. T. Buitenhuis, F. Diblen, P. N. Heeres, A. K. Biegun, F. Fiedler, M.-J. van Goethem, E. R. van der Graaf, S. Brandenburg. Shorted-lived positron emitters in beam-on PET imaging during proton therapy. *Phys. Med, Biol.* 60 (23) (2015) 8923-8947.
5. M. Zarifi, S. Guatelli, Yujin Qi, David Bolst, Dale Prokopovich, Anatoly Rosenfeld. Characterization of prompt gamma ray emission for in vivo range verification in particle therapy: A simulation study. *Phys. Med.* 62 (2019) 20-32.
6. A.C. Knopf, A. Lomax. In vivo proton range verification: a review. *Phys. Med. Biol.* 58 (15) (2013) R131-60.
7. H. Paganetti, G EI. Fakhri. Monitoring proton therapy with PET. *British J. Radiol.* 88 (1051) (2015) 20150173.
8. Sh. Ghafari, H. Afarideh. Detector conceptual design and image reconstruction of proton beam dose distribution during proton therapy. *J. Nucl. Sci. Tech.* 40 (3) (2019) 9-16.
9. M. Moteabbed, S. Espana, H. Paganetti. Monte Carlo patient study on the comparison of prompt gamma and PET imaging for range

- verification in proton therapy. *Phys. Med. Biol.* 56 (4) (2011) 1063-82.
10. J. C. Polf, D. Mackin, E. Lee, S. Avery, S. Beddar. Detecting prompt gamma emission during proton therapy: the effects of detector size and distance from the patient. *Phys. Med. Biol.* 59 (9) (2014) 376-384.
 11. J.-L. Wang, L. A. Cruz, M. Lu. Pixelated prompt gamma imaging detector for online measurement of proton beam: Monte Carlo feasibility study by FLUKA. *Radiat. Detect. Technol. Methods* 2 (4) (2018) 1-7.
 12. C. H. Kim, H. R. Lee, S. H. Kim, J. H. Park, S. Cho, W. G. Jung. Gamma electron vertex imaging for in-vivo beam-range measurement in proton therapy: Experimental results. *Appl. Phys. Letters* 113 (11) (2018) 114101.
 13. S. Kim, J. H. Jeong, Y. Ku, S. Byeong Lee, D. Shin, Y. K. Lim, H. Kim, C. H. Kim. Range shift verification in spot scanning proton therapy using gamma electron vertex imaging. *Med. Phys.* 51 (3) (2024) 1985-1996.
 14. C. H. Min, C. H. Kim, M. -Y. Youn, J.-W. Kim. Prompt gamma measurements for locating the dose falloff region in the proton therapy. *Appl. Phys. Lett.* 89 (18) (2006) 183517.
 15. M. Testa, M. Bajard, M. Chevallier, D. Dauvergne, N. Freud, P. Henriquet, S. Karkar, F. Le Foulher, J. M. Létang, R. Plescak, C. Ray, M.-H. Richard, D. Schardt, E. Testa. Real-time monitoring of the Bragg-peak position in ion therapy by means of single photon detection. *Radiat. Environ. Biophys.* 49 (3) (2010) 337-343.
 16. H. Taghipour, P. Taherparvar. Comparison of different model predictions on RBE in the proton therapy technique using the GATE code. *J. Radiat. Safety Measurement* 9 (4) (2020) 15-24.
 17. C. Thiam, V. Breton, D. Donnarieix, B. Hhabib, L. Maigne. Validation of dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4. *Phys. Med. Biol.* 53 (11) (2008) 30 -39.
 18. P. Taherparvar, A. Sadremomtaz. Development of GATE Monte Carlo simulation for a CsI pixelated gamma camera dedicated to high resolution animal SPECT. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 41 (2018) 31-39.
 19. P. Taherparvar, Z. Fardi. Comparison between dose distribution from ¹⁰³Pd, ¹³¹Cs, and ¹²⁵I plaques in a real human eye model with different tumor size. *Appl. Radiat. Isot.* 182 (2022) 110146.
 20. J. C. Polf, S. Peterson, S. Peterson, M. McCleskey, B. T. Roeder, A. Spiridon, S. Beddar, L. Trache. Measurement and calculation of characteristic prompt gamma ray spectra emitted during proton irradiation. *Phys. Med. Biol.* 54 (22) (2009) N519-N527.
 21. J. M. Verburg, K. Riley, T. Bortfeld, J. Seco. Energy and time resolved detection of prompt gamma rays for proton range verification. *Phys. Med. Biol.* 58 (20) (2013) L37-L49.
 22. G. Lonn. In-beam proton rang monitoring during proton therapy. Project in Engineering Physic, School of Engineering Sciences, Stockholm, Sweden. (2016) 28 pp.
 23. S. R. Cherry, J. A. Sorenson, M. E. Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*. 4th Edition, Elsevier Inc., Philadelphia, 2012.
 24. M. Zarifi, S. Guatelli, D. Bolst, B. Hutton, A. Rosenfeld, Y. Qi. Characterization of prompt gamma-ray emission with respect to the Bragg peak for proton beam range verification: A Monte Carlo study. *Phys. Med.* 33 (2017) 197-206.
 25. F. M. F. C. Janssen, G. Landry, P. Cambraia Lopes, G. Dedes, J. Smeets, D. R. Schaart, K. Parodi, F. Verhaegen. Factors influencing the accuracy of beam range estimation in proton therapy using prompt gamma emission. *Phys. Med. Biol.* 59 (15) (2014) 4427-4441.
 26. J. M. Verburg, J. Seco. Proton range verification through prompt gamma-ray spectroscopy. *Phys. Med. Biol.* 59 (23) (2014) 7089-7106.
 27. Sh. Ghafari, Z. Riazi, H. Afarideh. Detector conceptual design and image reconstruction of a Compton camera system used for verification of proton beam dose distribution during proton therapy. *J. Nucl. Sci. Eng. Technol.* 40 (3) (2019) 9-16.