



اثر میدان مغناطیسی بر سرعت ذرات در باریکه‌بر پروتون تراپی به روش اسکن نقطه ایی

ویسکریمی، امیر^{(۱)*}؛ ملکی، شهریار^(۲)

^۱دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مهندسی هسته ای، تهران

^۲ پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، کرج

* idadmir2012@gmail.com

چکیده:

پروتون تراپی نوعی پرتو درمانی است که در آن باریکه پروتونی در یک گاز زمینه در حضور میدانهای الکتریکی و مغناطیسی شتاب داده شده و از طریق آن سلولهای سرطانی به طور دقیق مورد هدف قرار گرفته و نابود می‌شوند. برخورد پروتونها با گاز زمینه و دیواره باریکه بر، منجر به ایجاد ذرات ثانویه‌ای نظیر نوترون شده که کار درمان را با اختلال مواجه می‌سازد. در این پژوهش، ابتدا مگنت‌ها و چارچوبهای اعمال میدان مغناطیسی با استفاده از نرم افزار *Solid Works* طراحی شد، سپس با استفاده از نرم افزار *COMSOL* بر پایه روش المان محدود، تاثیر میدان مغناطیسی بر حرکت، سرعت و همچنین تعداد برخوردهای ذرات پروتون جهت کمینه سازی تولید ذرات ثانویه در حضور میدان الکتریکی و گاز زمینه آرگون با استفاده از نرم افزار *COMSOL* شبیه سازی گردید.

کلمات کلیدی: میدان مغناطیسی، پروتون تراپی، باریکه‌بر، سرعت ذرات پروتون، نرم افزار *COMSOL*.

The effect of magnetic field on velocity of the particles in the beamline of the spot scanning proton therapy

Veiskarami, Amir^{1*}, Babapour Mofrad², Farshid, Malekie, Shahryar³

^{1,2} Department of Medical Radiation Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran

³ Nuclear Science & Technology Research Institute, Radiation Application Research School, Karaj



Abstract:

Proton therapy is a kind of radiotherapy in which the proton beam is accelerated in a background gas in the presence of electric and magnetic fields such that cancer cells are targeted and destroyed. The collision of protons with the background gas and beamline wall leads to the creation of the secondary particles such as neutrons that causes the difficulty in the treatment. In this theoretical work, firstly, magnets and magnetic fields frameworks were designed using the Solid Works software, then using the COMSOL software based on the finite element method, the effect of the magnetic field on the movement, velocity, and also the number of proton particle collisions to minimize The production of secondary particles was simulated in the presence of an electric field in argon background gas.

Key words: Magnetic Field, Proton Therapy, Beamline, Velocity, COMSOL Software.

مقدمه

پروتون تراپی نوعی پرتو درمانی است که در آن با استفاده از باریکه پروتونی، سلولهای سرطانی به طور دقیق مورد هدف قرار گرفته و نابود می‌شوند. این روش درمانی در مقایسه با سایر روشهای متعارف نظیر جراحی، شیمی درمانی و پرتو درمانی با اشعه ایکس، از نظر دقت و اثر بخشی بسیار حائز اهمیت بوده، با کمترین آسیب به سلولهای سالم، موجب نابودی سلولهای سرطانی می‌شود؛ بنابراین به طور قابل ملاحظه‌ای عوارض جانبی مرتبط با درمان‌های متعارف سرطان را کاهش می‌دهد. پروتون درمانی در کارآزمایی‌های بالینی برای درمان ملانوم درون چشم، رتینوبلاستوم (تومور بدخیم شبکیه چشم که بیشتر در کودکان زیر دو سال بروز می‌کند)، رابدومیوسارکوم (نوعی تومور در بافت عضلانی)، برخی سرطان‌های سر و گردن و سرطان‌های پروستات، مغز و ریه کاربرد دارد. در پرتودهی پرتون، کمیت انتقال خطی انرژی به صورت رابطه $LET=dE/dx$ تعریف شده که در آن dE ، متوسط انتقال انرژی به محیط توسط ذره بارداری با انرژی معلوم در گذار از فاصله dx است. هرچه پرتو، انرژی بیشتری از دست بدهد، سلول‌های بیشتری را نابود می‌کند. پرتوهای مختلف، سطوح انتقال خطی انرژی متفاوتی دارند. مثلاً پرتوهای x ، گاما و الکترون‌ها پرتوهایی با انتقال خطی انرژی پایین هستند؛ در حالی که نوترون‌ها، یون‌های سنگین و پيون‌ها در زمره پرتوهای با انتقال خطی انرژی بالا قرار دارند. مزیت پروتون تراپی نسبت به روش‌های معمول و IMRT¹، این است که پروتون‌ها دارای بار الکتریکی بوده و می‌توان آنها را به صورت دلخواه با استفاده از یک میدان مغناطیسی به بافت سرطانی هدایت نمود. مزیت دیگر این روش درمانی، پُرانرژی بودن ذرات پروتون و قابل

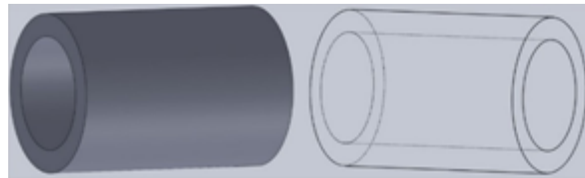
¹ Intensity-modulated radiotherapy



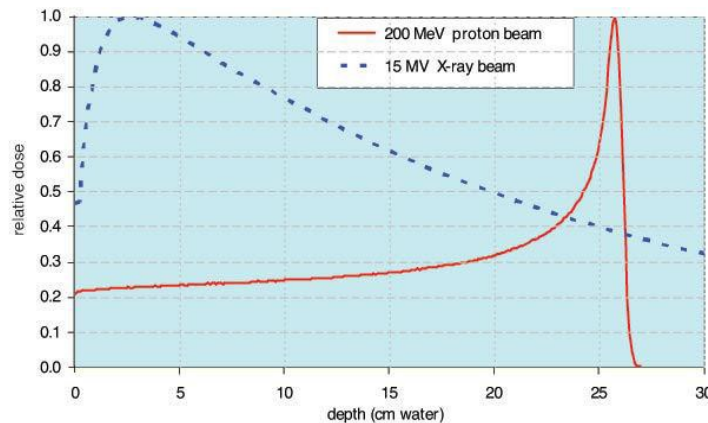
کنترل بودن آنهاست، به نحوی که پروتون‌ها از طریق پوست وارد بدن شده، به تومور برخورد نموده و انرژی خود را به صورت کاملاً جایگزیده در محل تومور نهشت (سپارش) نموده و در آنجا متوقف می‌شوند؛ لذا آسیب به بافت‌های اطراف به حداقل می‌رسد. برای این که بتوان باریکه پروتون را به بافت رساند نیاز به یک مجرا است که آن را باریکه برآمی نامند. در واقع پروتون‌ها پس از کسب انرژی کافی در شتاب‌دهنده، در باریکه‌بر تحت تاثیر میدان مغناطیسی قرار می‌گیرند. در شکل ۱ نمایی از یک باریکه‌بر به صورت طرح وار نشان داده شده است. در روش اسکن نقطه‌ای، باریکه پروتون با اعمال یک میدان مغناطیسی روی بافت مورد نظر جاروب می‌شود. نیروی وارد بر یک باریکه پروتون با بار q و سرعت v در حضور میدان مغناطیسی B عبارتست از:

$$\vec{F} = q(\vec{v} \times \vec{B}) \quad (1)$$

هنگامی که پروتون در درون ماده حرکت می‌کند، انرژی خود را بیشتر تحت تأثیر برهمکنش کولنی با الکترون‌های ماده از دست می‌دهد.



شکل (۱) نمایی از طرح باریکه‌بر در این شبیه‌سازی.



شکل (۲) نمودار تغییرات دز نسبی برای فوتون و پروتون در آب.

تئوری بته-بلاخ کاهش سرعت و توان توقفی پروتون را توصیف می‌کند. پروتون بیشترین میزان دز خود را تا قبل از توقف کامل در ناحیه‌ای به نام قله براگ به ماده منتقل می‌کند. نحوه توزیع دز برای پروتون و فوتون در ماده آب در شکل ۲ نمایش داده شده، به نحوی که توزیع دز پروتون نسبت به پرتوهای ایکس یا گاما بهتر است. در زمینه مطالعه ویژگی‌های فیزیکی باریکه بر سیستم پروتون‌تراپی چندین کار پژوهشی صورت گرفته است [۲-۵]. همچنین در پژوهش پیشین توسط نویسندگان، مقدار قطر بهینه باریکه بر پروتون‌تراپی به روش اسکن نقطه‌ای به روش المان محدود شبیه‌سازی گردید [۱]. در روش اسکن نقطه‌ای که هدف اصلی این مقاله است، باریکه پروتون با اعمال یک میدان مغناطیسی روی بافت مورد نظر جاروب می‌شود، درحقیقت با اعمال یک میدان مغناطیسی می‌توان باریکه را از مسیر اصلی خود منحرف نمود؛ بدین منظور باید از آهن‌رباهای الکتریکی استفاده کرد، به طوری که با تغییر جریان الکتریکی گذرنده از آهن‌ربا می‌توان اندازه میدان مغناطیسی و در نتیجه میزان انحراف باریکه را کنترل کرد. به سه دلیل ذیل طراحی این قسمت از سیستم پرتودهی بسیار حائز اهمیت است: ۱- میدان مغناطیسی باید به اندازه کافی قوی باشد که بتواند باریکه را روی ناحیه مشخص از بافت جاروب کند، ۲- سرعت تغییرات میدان مغناطیسی باید به اندازه کافی بالا و یکنواخت باشد تا بتواند به صورت یکسان تمام نقاط بافت را مورد تابش قرار دهد، ۳- دقت مگنت باید به اندازه کافی بالا باشد که در این صورت دقت درمان نیز بالاتر خواهد رفت. ذرات تحت تاثیر میدان الکتریکی در راستای محور Z شتاب می‌گیرند و تحت تاثیر برخورد با خود و ذرات موجود در گاز زمینه در راستاهای دیگر (x,y) شتاب می‌گیرند. در واقع وجود همین برخوردها سبب می‌شود که ذرات به



دیواره باریکه بر برسند و موجب تولید ذرات ثانویه شوند. در این مقاله، ابتدا مگنت ها و چارچوبهای اعمال میدان مغناطیسی با نرم افزار طراحی Solid Works طراحی شد و سپس تاثیر میدان مغناطیسی بر روی حرکت و برخورد های باریکه پروتون جهت کمینه سازی ذرات ثانویه در پروتون تراپی با استفاده از نرم افزار COMSOL در دستور کار قرار گرفت.

مواد و روشها

در این کار نظری، ابتدا مگنت ها و چارچوبهای اعمال میدان مغناطیسی با نرم افزار Solid Works طراحی شد؛ سپس به منظور شبیه سازی حرکت پروتونها در باریکه بر از نرم افزار تجاری COMSOL مبتنی بر روش المان محدود بهره گیری شد. مطابق شکل ۱، باریکه بر به صورت یک پوسته استوانه ای در نظر گرفته شد. در فیزیک مسأله، از مدل ترابرد ذرات باردار^۳ بهره گیری شد، همچنین گاز آرگون به عنوان گاز زمینه با چگالی $2.956 \times 10^{21} (1/m^3)$ در نظر گرفته شد. به منظور شتاب دادن پروتونها در باریکه بر، میدان الکتریکی $E_z = 50 \text{ kV/m}$ و جهت متمرکز کردن پروتونها میدان مغناطیسی بر ذرات پروتون اعمال شد. هنگامی که گروهی از پروتونها درون یک گاز زمینه خنثی در یک دما و چگالی خاص شتاب می گیرند، فرض می شود که توزیع سرعت ذرات در گاز زمینه از توزیع سرعت ماکسولی پیروی می کند:

$$f(v_i) = \sqrt{\frac{m_p}{2\pi k_B T_0}} \exp\left(-\frac{m_p v_i^2}{2k_B T_0}\right) \quad (2)$$

که $f(v_i)$ تابع توزیع سرعت ماکسولی، v_i سرعت، T_0 دمای گاز، k_B ثابت بولتزمان و m_p جرم پروتون است. بدین ترتیب فرکانس برخوردهای الاستیک از طریق کمیت هایی نظیر سطح مقطع برخورد، چگالی تعداد ذرات گاز زمینه و سرعت نسبی پروتونها نسبت به ذرات گاز زمینه محاسبه می شود:

$$v = N_d \sigma |v_p - v_g| \quad (3)$$

³ Charged Particle Tracing



که در این رابطه، σ سطح مقطع برخورد، N تعداد ذرات گاز زمینه، ν فرکانس برخورد الاستیک، v_p سرعت پروتون‌ها و v_g سرعت گاز زمینه می‌باشد. سطح مقطع برخورد به صورت کلی تابعی از انرژی جنبشی ذره است. در این صورت احتمال برخورد به عنوان تابعی از فرکانس برخورد و اندازه گام زمانی محاسبه می‌شود:

$$p = 1 - \exp(-\nu \Delta t) \quad (۴)$$

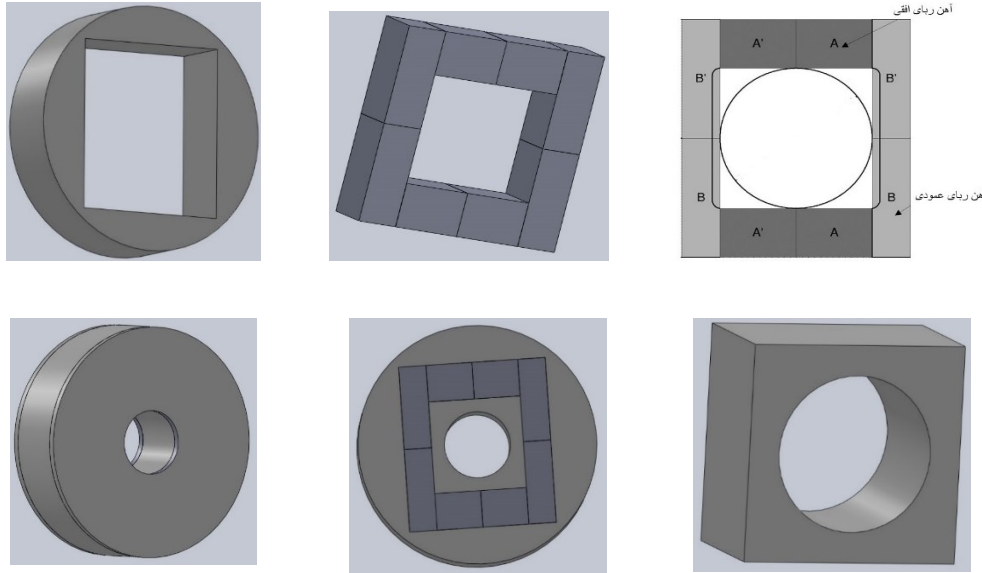
که p احتمال برخورد و Δt گام زمانی می‌باشد. همان‌طور که گفته شد، علاوه بر این‌که ذرات پروتون تحت تأثیر برخوردهای الاستیک قرار دارند، نیروی الکتریکی یکنواخت نیز به آن‌ها در مسیر z اعمال می‌شود. شرایط مرزی دیواره باریکه‌بر در این شبیه‌سازی از روش Bounce تبعیت نموده، که در آن ذرات باریکه پس از برخورد با دیواره از آن جدا شده (برخورد الاستیک) و برای تعیین مسیر حرکت ذرات از قانون نیوتون و معادلات لاگرانژ استفاده می‌گردد.

نتایج

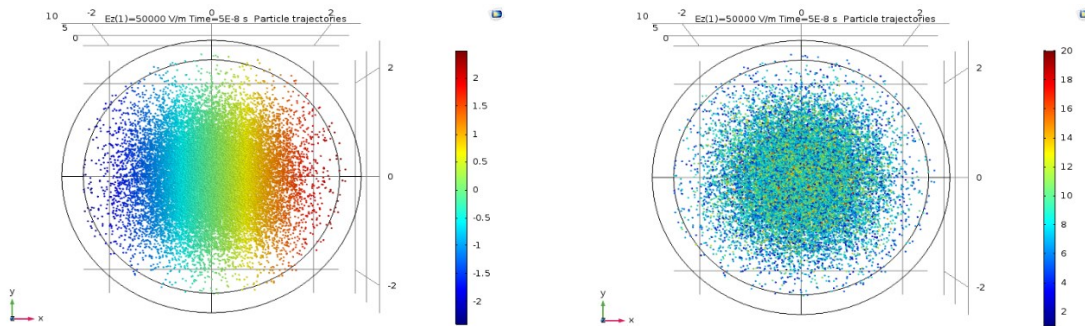
برای حرکت دادن باریکه بر روی یک سطح نیاز است که از دو سری آهن‌ربا استفاده شود: آهن‌ربای افقی و عمودی. نمایی از مگنتها و نحوه قرار گیری آنها روی چارچوبها. در شکل ۳ و ۴ به تصویر کشیده شده است. نکته مهمی که ذکر آن در این جا ضروری است این است که کل این چارچوب‌ها و حلقه‌ها بهتر است از جنس دی‌الکتریک انتخاب شود، به طوری که میدان مغناطیسی و الکتریکی بتواند به راحتی از آن عبور کند. بهترین ماده دی‌الکتریک که در این جا می‌توان از آن استفاده کرد پلیمر پلی اتیلن است که با نام تجاری تفلون نیز در بازار مرسوم می‌باشد. استفاده از این ماده به جهت ارزان بودن آن هم از لحاظ اقتصادی به صرفه است و هم این‌که قابلیت ماشین‌کاری آن نسبت به پلیمرهای دیگر بسیار خوب است و می‌توان با دقت بالا قطعات را تولید کرد. ابتدا مطابق شکل ۴ حرکت ذرات در میدان مغناطیسی صفر و میدان الکتریکی ثابت نمایش داده شده است (بررسی در راستای x و z). همان‌طور که از این شکل دیده می‌شود، حرکت ذرات، میزان پراکندگی و رسیدن ذرات در جهات مختلف به دیواره به یک اندازه است. در شکل ۵ تاثیر میدان مغناطیسی بر روی ذرات پروتون به تصویر کشیده شده است. مطابق این شکل، ذرات در اثر میدان مغناطیسی که در یک راستا بیشتر از راستای دیگر است به سمت دیگری کشیده شده‌اند و برخوردی با دیواره باریکه بر ندارند. در شکل ۶ تاثیر میدان مغناطیسی بر حرکت ذرات و بررسی سرعت ذرات در حضور و عدم حضور میدان مغناطیسی نمایش داده شده است. سرعت ذرات در حضور میدان



مغناطیسی مقداری کمتر از حالت بدون اعمال میدان مغناطیسی است. در شکل ۷ به بررسی تعداد برخورد ذرات پروتون در میدان مغناطیسی بالا و پایین پرداخته شده است.

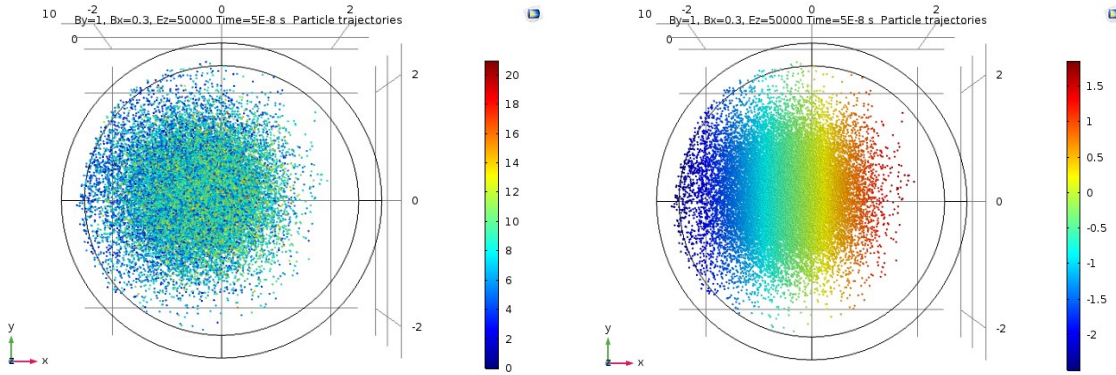


شکل (۳) نمایی از مگنتها و نحوه قرار گیری آنها روی چارچوبها.

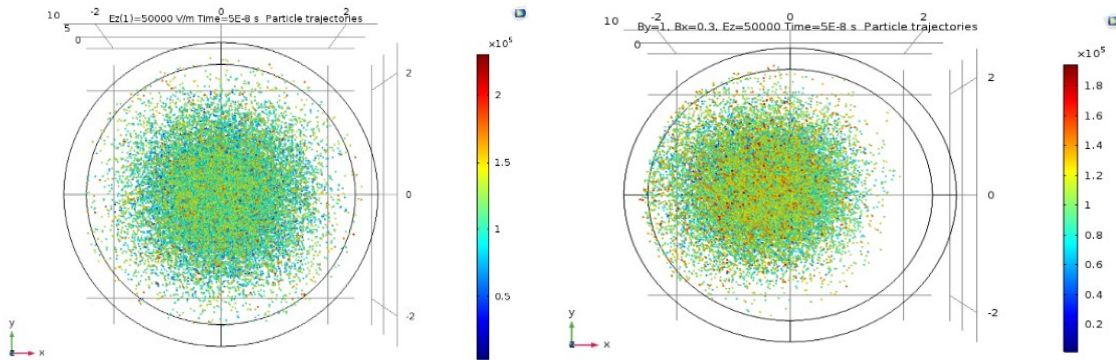


شکل (۴) حرکت ذرات در میدان مغناطیسی صفر و میدان الکتریکی ثابت (سمت چپ راستای X و سمت راست راستای

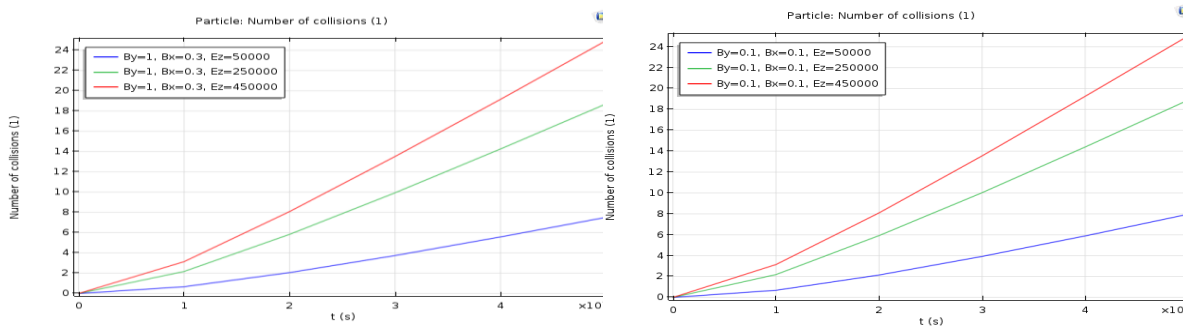
Z).



شکل (۵) بررسی تاثیر میدان مغناطیسی بر روی ذرات پروتون (سمت چپ راستای X و سمت راست راستای Z).



شکل (۶) تاثیر میدان مغناطیسی بر حرکت و سرعت ذرات در حضور و عدم حضور میدان مغناطیسی (در راستای Z).



شکل (۷) تعداد برخورد ذرات مختلف در میدان مغناطیسی پایین (شکل سمت راست) و بالا (شکل سمت چپ).



از شکل ۷ پیداست که با افزایش میدان مغناطیسی پس از گذشت مدت زمان 30 ns، تعداد برخوردها کاهش می‌یابد. در واقع در پروتون تراپی به روش اسکن نقطه‌ای، میدان مغناطیسی باعث کانونی شدن ذرات پروتون در باریکه‌بر شده که از طریق کاهش تعداد برخوردها با گاز زمینه و همچنین دیواره باریکه‌بر باعث کاهش انرژی اتلافی ذرات پروتون در باریکه‌بر می‌گردد.

بحث و نتیجه گیری

در این پژوهش، با استفاده از نرم افزار COMSOL، حرکت ذرات پروتون به صورت سه بعدی تحت تاثیر میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی درون باریکه‌بر جهت شتابدهی پروتونها در گاز زمینه آرگون با چگالی $(1/m^3) \times 2.956 \times 10^{21}$ تحت شرایط مرزی Bounce، که در آن ذرات باریکه تحت برخورد الاستیک با دیواره باریکه‌بر قرار دارند، شبیه سازی شد. نتایج شبیه سازی نشان داد که میدان مغناطیسی باعث کاهش برخورد ذرات پروتون با دیواره باریکه بر و در نتیجه عدم تولید ذرات ثانویه می‌شود؛ از طرفی نتایج این شبیه سازی نشان داد که حضور میدان مغناطیسی باعث کاهش سرعت ذرات پروتون می‌شود؛ همچنین اعمال میدان مغناطیسی باعث کانونی شدن ذرات پروتون در باریکه‌بر شده که از طریق کاهش تعداد برخوردها با گاز زمینه و همچنین دیواره باریکه‌بر باعث کاهش انرژی اتلافی ذرات پروتون در باریکه‌بر می‌گردد. لذا به منظور جلوگیری از برخورد ذرات با دیواره باریکه‌بر، علاوه بر استفاده از میدان مغناطیسی، باید از سایر پارامترها نظیر تغییر قطر باریکه‌بر نیز بهره‌گیری نمود.



بیست و پنجمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۲۰ اسفندماه ۱۳۹۷ - دانشگاه آزاد اسلامی (واحد بوشهر)



مراجع:

- [۱] A. Veiskaramia, M. Sadeghib, D. Sardaria, S. Malekie, Optimization of beamline diameter in spot scanning proton therapy for minimization of secondary particles using finite element method, Radiation Physics and Engineering 1 (2019) 1-7.
- [۲] A.J. Lomax, T. Bortfeld, G. Goitein, J. Debus, C. Dykstra, P.-A. Tercier, P.A. Coucke, R.O. Mirimanoff, A treatment planning inter-comparison of proton and intensity modulated photon radiotherapy, Radiotherapy and Oncology, 51 (1999) 257-271.
- [۳] R. Lin, E.B. Hug, R.A. Schaefer, D.W. Miller, J.M. Slater, J.D. Slater, Conformal proton radiation therapy of the posterior fossa: a study comparing protons with three-dimensional planned photons in limiting dose to auditory structures, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 48 (2000) 1219-1226.
- [۴] E.P.M. Jansen, L.G.H. Dewit, M. van Herk, H. Bartelink, Target volumes in radiotherapy for high-grade malignant glioma of the brain, Radiotherapy and Oncology, 56 (2000) 151-156.
- [۵] S.M. Elnahal, J. Kerstiens, R.S. Helsper, A.L. Zietman, P.A.S. Johnstone, Proton Beam Therapy and Accountable Care: The Challenges Ahead, International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 85 (2013) 165-172.