



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۷ و ۶ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

طراحی یک چرخ تعدیل گر برد برای پهن کردن قله براگ در یک مرکز پروتون درمانی مبتنی بر پراکندگی غیر فعال

سیدبیژن، جیا: هادی، هادی زاده یزدی: علی اصغر، مولوی

- ۱- دانشگاه بجنورد، گروه فیزیک
- ۲- دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده علوم، گروه فیزیک
- ۳- دانشگاه حکیم سبزواری، دانشکده علوم، گروه فیزیک

چکیده:

در پروتون درمانی، یک قله براگ پهن شده (SOBP) برای ایجاد یک توزیع دز یکنواخت در حجم هدف بکار می رود. در این مطالعه، با استفاده از ابزار Geant4 یک خط باریکه پراکنده‌ی غیر فعال شبیه سازی شد. یک "کلاس" تعدیل گر با قابلیت تغییر آسان به منظور ساخت هر چرخ تعدیل گر دلخواه با گستره تعدیل معین اعمال گردید و نتایج شبیه سازی و تجربی با یکدیگر مقایسه شدند. با استفاده از جابجاگرهای برد کمکی جهت تولید نمایه های تک-انرژی و بهره گیری از یک الگوریتم ریاضی، وزن هر قله براگ منفرد، برای ایجاد یک توزیع دز هموار در عمق هدف (SOBP)، محاسبه می شود. آنگاه چرخ تعدیل گر مورد نظر در تجربه و شبیه سازی ساخته و مقایسه نتایج انجام گردید.

کلید واژه: پروتون درمانی، ابزار Geant4، چرخ تعدیل گر برد، SOBP

۱- مقدمه:

در پروتون درمانی، هدف، رساندن هر چه بیشتر دز به بافت سرطانی تا موراست، به طوری که کمترین آسیب به بافت های سالم مجاور وارد نیاید.

یک عبیداتی فو تون در مانیا ز شکل تضعیف طبیعی اری که فو تون فرود یبه دنا شیمی شود و

بخش اعظم لوز در اعضا سال مویژ هقبلا ز تومور تلفمی شود. در عوض، ذرات باردار به دلیل فیزیک بخصوص شان، در یک عمق تقریباً معین متوقف می شوند و بیشینه دز را در ناحیه انتهای مسیرشان به ماده منتقل می کنند، که به قله ی براگ معروف است [۱]. مزایای فیزیکی ذرات باردار برای مقاصد درمانی نظیر عمق نفوذ خوش تعریف، و فقدان دز خروجی، آن ها را قادر به انتقال دز درمانی بالا و در حین حال کاهش دز دریافتی بافت های سالم اطراف می نماید. رابرت ویلسون نخستین بار استفاده از پروتون ها را برای پروتون درمانی در سال ۱۹۴۶ در هاروارد پیشنهاد کرد [۲]. از آنجا که ائتلاف انرژی پروتون غالباً بواسطه برخورد های الکترونی با طبیعت آماری رخ می دهد، قله های براگ باریکه های پروتونی پهنای معینی دارند. افت و خیز در برد پروتون، تفرق یا انحراف برد (Rangestraggling) یا انرژی گفته می شود. نیم پهنا (FWHM) از مرتبه ۳ تا ۱۵mm در گستره انرژی ۶۰ تا ۲۰۰MeV می باشد که کوچکتر از آن است که حجم تومور را پوشش دهد [۳].



بیست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

۲- روش کار:

مرکز کاتانا از روش پراکندگی غیر فعال برای پهن کردن جانبی باریکه، و همچنین پهن کردن توزیع دُز عمقی درخور حجم هدف، بهره می‌گیرد. به این منظور، مولفه‌های مکانیکی مختلف در طول خط باریکه قرار داده می‌شوند. خط باریکه کاتانا از سامانه پراکندگی دوگانه به همراه یک متوقف‌کننده مرکزی، برای پهن نمودن جانبی باریکه بهره می‌گیرد. این سامانه‌ی پراکننده دوگانه به همراه ۳ متر فاصله‌ای که بین محفظه‌ی خلاء (پراکننده اول) و نقطه هم‌مرکز وجود دارد، تقریباً به یک نمایه جانبی یکنواخت در نقطه هم‌مرکز می‌انجامد. پس از سامانه‌ی پراکننده، یک جعبه شامل جابجاگر برد (کاهنده برد) و چرخ تعدیل‌گر برد (RMW) قرار دارد که برای پهن نمودن قله براگ در عمق (ایجاد SOBP) و جابجایی گستره تعدیل‌شده به سمت عمق‌های کمتر استفاده می‌شود [۴ و ۵]. جابجاگرهای برد از مواد با عدد اتمی Z پایین‌نظیر ورقه‌های آلومینیومی با پلکسی گلاس (PMMA) ساخته می‌شوند. تعدیل‌گر (RMW) یک چرخ دوار ساخته شده از PMMA با ضخامت‌های متغیر و زوایای گستردگی مناسب برای هر ضخامت می‌باشد، که به قله‌های براگ منفرد با وزن‌های متفاوت می‌انجامد. برهم‌نهی این قله‌های براگ منفرد می‌تواند به یک نمایه دُز یکنواخت در ناحیه دلخواه منجر شود. تمامی هندسه مرکز کاتانا یک به یک و با جزییات در ابزار Geant4 [۶] و بر پایه پروژه هادرون‌درمانی کاتانا (مثال پیشرفته هادرون‌درمانی) اعمال گردید [۷]. در این مطالعه نتایج با استفاده از نسخه ۴.۹.۶-۰۱ ابزار Geant4 به دست آمده است. ترکیبی از مدل‌های فیزیکی به نام QGSP_BIC_EMY از فهرست فیزیکی مرجع [۸] استفاده گردید. بر طبق توصیه‌های ICRU59 [۹] و IAEA 398-TRS، محفظه‌های با صفحات موازی به منظور اندازه‌گیری توزیع دُز عمقی باریکه‌های پروتونی، پیشنهاد شده است. در این مطالعه جهت اندازه‌گیری تجربی توزیع دُز عمقی از اتافک یونش مارکوس پیشرفته با صفحات موازی درون یک فانتوم آب مکعبی با ابعاد جانبی ۴۰cm بهره گرفته می‌شود. در شبیه‌سازی در تشابه با شرایط واقعی، حجم حساس مشابه با ابعاد محفظه مارکوس پیشرفته در نظر گرفته گردید و همچنین شبکه‌ای از سلول‌های حساس به ضخامت ۰/۱ mm ایجاد شد. برای انرژی باریکه فرودی ۶۲/۸MeV با انحراف معیار ۰/۲۶MeV بهترین همخوانی با تجربه بدست آمد. نتیجه در شکل (۱) آمده است.

۲-۱ کلاس چرخ تعدیل‌گر انرژی:

در شبیه‌سازی، چرخ لایه به لایه از نازکترین تا ضخیم‌ترین گام در یک کلاس تعدیل‌گر ساخته می‌شود. در تجربه، چرخ تعدیل‌گر با استفاده از یک موتور گردان، چرخانده می‌شود و بدین ترتیب قسمت‌های مختلف آن در سر راه باریکه قرار می‌گیرد. در شبیه‌سازی نیز با عملی مشابه چرخ تعدیل‌گر چرخانده می‌شود و هربار چرخ به اندازه‌ی ۱ درجه دوران می‌یابد و برای تعداد معینی ذره، اجرا صورت می‌گیرد.

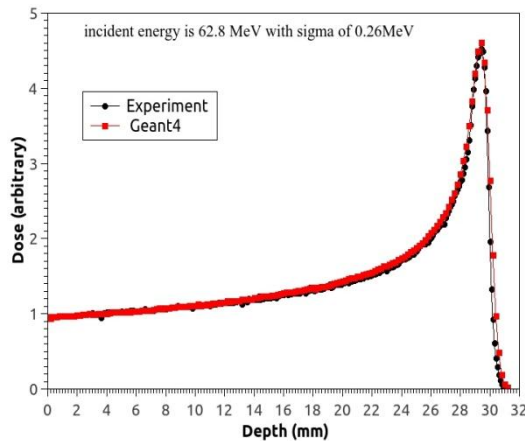
۲-۲ طراحی یک تعدیل‌گر دلخواه:



بست و یکمین کنفرانس هشتای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

کاهنده‌های برد کمکی از جنس PMMA در محل تعدیل‌گر مورد انتظار جایگزین شدند و مجموعه‌ای از قله‌های براگ منفرد از شبیه‌سازی بدست آمد. ضخامت جابجاگرهای برد باید به گونه‌ای باشد که فاصله بین قله‌های براگ مجاور به اندازه مقدار سیگما در قسمت انتهایی نمایه دُز عمقی باشد. انحراف برد تقریباً برای همه تک-نمایه‌های دُز یکسان است. مقادیر سیگما در ناحیه انتهایی در بازه ۰/۵۷mm تا ۰/۶۲mm تغییر می‌کند.



شکل (۱): نمایه‌های دُز عمقی برای قله تمام انرژی حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش تجربی.

گستره تعدیل به صورت M_{95} معرفی می‌شود که فاصله بین دو نقطه در قسمت‌های ابتدا و انتهایی ناحیه دُز هموار می‌باشد که در آن‌ها مقدار دُز به ۰/۹۵ تراز ۱۰۰ در صد افت می‌کند. بر طبق [ICRU59] [۹]، d_{10} به عنوان برد عملی در نظر گرفته و گزارش می‌شود. برای ایجاد یک ناحیه دُز هموار در تمامی نقاط تعیین شده، دُز کل ناشی از همه‌ی تک-نمایه‌ها باید برابر با یک مقدار ثابت، مثلاً، D_0 باشد. دستگاهی از معادلات خطی (در اینجا N معادله خطی) جفت شده، بصورت زیر داریم.

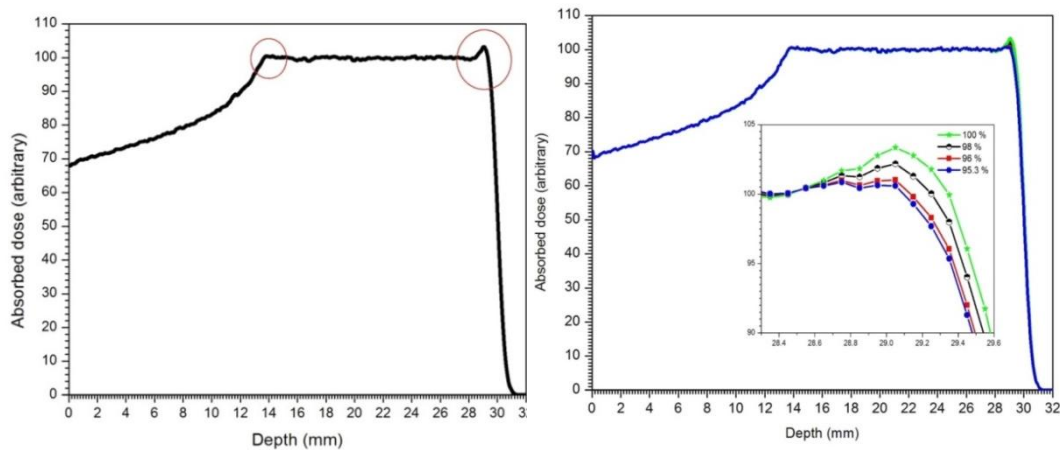
$$W_1 D_{i1} + W_2 D_{i2} + W_3 D_{i3} + \dots + W_N D_{iN} = D_0 \quad (1)$$

که در آن N از ۱ تا N تغییر می‌کند که متناظر با مکان قله‌های براگ تک انرژی است. پارامترهای W_i ، وزن‌های مورد انتظار برای تک-قله‌های براگ برای هر ضخامت گام در RMW می‌باشند. سیستم معادلات خطی با استفاده از یکی روش‌های حذفی حل می‌شوند. از جابجاگرهای کمکی از جنس PMMA با اختلاف ضخامت‌های ۰/۸mm (ضخامت معادل آب حدود ۰/۹۲ mm) بین گام‌های متوالی استفاده می‌کنیم. ۱۸ تک-نمایه دُز با استفاده از جابجاگرهای برد کمکی برای ایجاد یک ناحیه دز یکنواخت با M_{95} به اندازه ۱۶mm در آب محاسبه گردید که معادل به کار بردن حداکثر حدود ۱۳/۶mm از PMMA در چرخ می‌باشد.

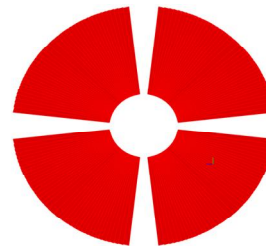
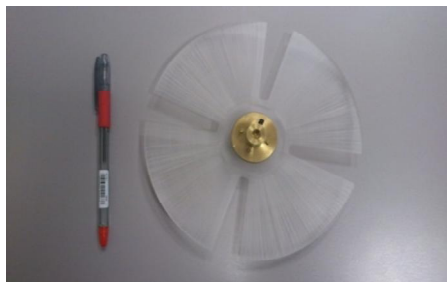
۳) نتایج:

این رهیافت تنها دُز مطلوب را در نقاط متناظر با محل قله‌های براگ می‌دهد و در سایر نقاط که بین موقعیت قله‌ها قرار می‌گیرند، مقدار دُزی یکسان و معادل با D_0 را تضمین نمی‌کند. همانطور که در شکل (۲) دیده می‌شود، دو

نقطه داغ در نواحی ابتدا و انتهایی نمایه دُز تعدیل شده ظاهر می‌شود. تراز دُز مورد انتظار در محل قله با بیشترین برد را تغییر دادیم و آنگاه بهترین حالت برای لبه انتهایی را به عنوان مقدار بهینه در نظر گرفتیم. این تغییرات در لبه انتهایی نمایه دُز هموار شده نشان داده شده است. با کاهش تراز دُز مورد انتظار در مناطق ابتدایی و انتهایی، می‌توان نقاط داغ را حذف نمود، که به بهای افزایش نیم‌سایه (Penumbra) و گسترش دُز انتهایی به بافت پس از بافت هدف خواهد بود.



شکل (۲): نمایه دُز پهن شده مورد انتظار با در نظر گرفتن تراز دُز یکسان (چپ) و ترازهای دُز متفاوت (راست)



شکل (۳): چرخ تعدیل‌گر اعمال شده در شبیه‌سازی (سمت راست) به همراه چرخ تعدیل‌گر فیزیکی ساخته شده جهت بکارگیری در خط باریکه کاتانا (سمت چپ).

شکل (۳) تعدیل‌گرهای فیزیکی و شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد که برای آزمایش تجربی و اعمال در شبیه‌سازی بکار برده شده‌اند. نمایه SOBPی مورد انتظار به همراه تمامی تک-نمایه‌های توزین شده و نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی در شکل (۴) مقایسه شده‌اند.

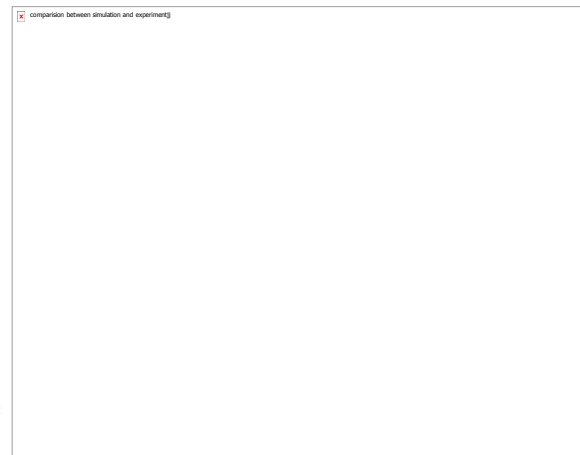
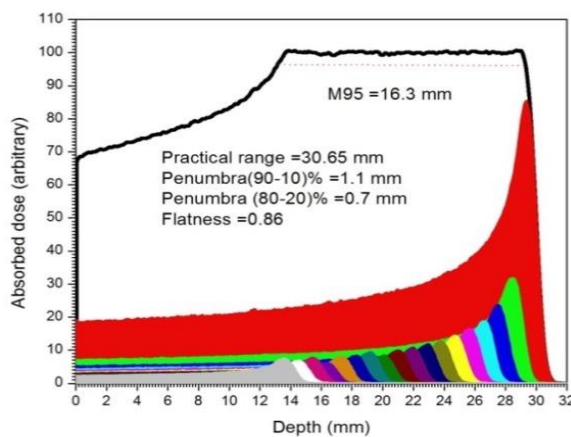
در اکثر طرح‌های درمانی معمولاً از کاهنده‌های برد دایمی برای کاهش عمق نفوذ باریکه در بافت استفاده می‌شود. با جایگذاری یک جابجاگر برد موجود در مرکز کاتانا به ضخامت $8/96 \text{ mm}$ از PMMA، انتظار می‌رود، برد عملی در فانتوم آب حدود $10/35 \text{ mm}$ کاهش یابد. نتایج اندازه‌گیری و شبیه‌سازی در شکل (۵) مشاهده می‌شوند. همانطور



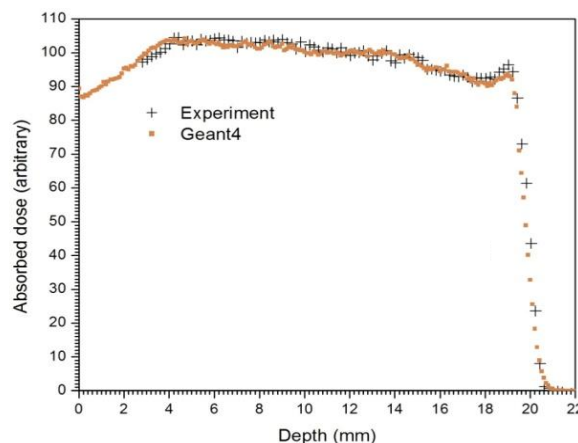
بیست و یکمین کنفرانس هشتاد و یکم ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

که دیده می‌شود، یک شیب منفی در نمایه دُز عمقی در صورت استفاده از جابجاگرهای برد دائمی پدیدار می‌شود. در واقع، در صورت استفاده از جابجاگر برد برای کاهش برد SOBP برخی تغییرات در انرژی باریکه و توزیع زاویه‌ای آن رخ می‌دهد که می‌تواند یکنواختی SOBP را تحت‌تاثیر قرار دهد. برای در نظر گرفتن اثر کاهنده، تک-نمایه‌های دُز در حضور یک جابجاگر برد دائمی به ضخامت ۵mm از PMMA مجدداً محاسبه شدند و یک تعدیل-گر برای تولید یک ناحیه هموار در حضور کاهنده طراحی گردید. نتیجه در شکل (۶) نشان داده شده است.



شکل (۴): نمایه دُز پهن شده (SOBP) تمام برد مورد انتظار به همراه کلیه تک-نمایه‌های توزین شده (چپ) و نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی برای نمایه‌های دُز پهن شده تمام برد با گستره تعدیل ۱۶/۳ mm.



شکل (۵): مقایسه بین نتایج حاصل از شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی برای نمایه‌های دُز پهن شده با گستره تعدیل ۱۶/۳ mm در حضور یک کاهنده برد به ضخامت ۸/۹۶ mm

۴) بحث و نتیجه‌گیری:

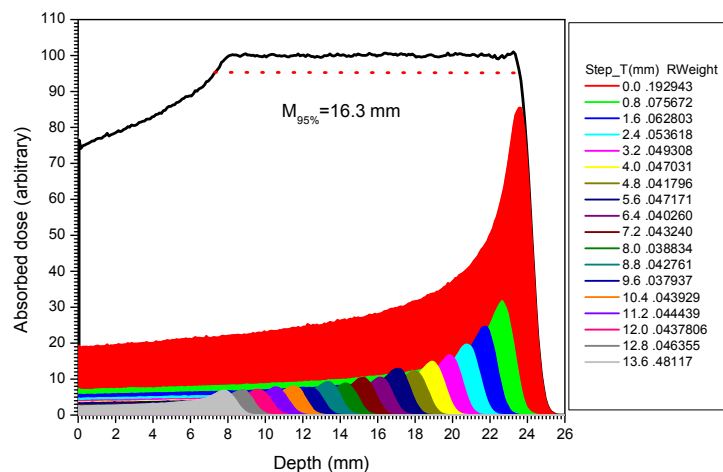
در این مطالعه یک خط باریکه مبتنی بر پراکندگی غیر فعال با سیستم پراکننده دوگانه به همراه یک متوقف‌کننده مرکزی با استفاده از ابزار Geant4 شبیه‌سازی گردید. یک کلاس تعدیل‌گر با قابلیت ساخت آسان و سریع چرخ‌های



بیست و یکمین کنفرانس هفت‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

تعدیل‌گر منحصر به فرد، توسعه یافت. در اینجا کاربرد بدون نیاز به کد نویسی سخت‌افزاری و تنها از طریق یک فایل متنی خارجی حاوی مشخصات هندسی می‌تواند، چرخ تعدیل‌گر مخصوص بخود را جهت اعمال در شبیه‌سازی بسازد. برخی پارامترهای مهم و تاثیر گذار در شبیه‌سازی با ابزار Geant4 به همراه مشخصات باریکه اولیه جهت تطابق هرچه بیشتر با اندازه‌گیری‌های تجربی مورد آزمون قرار گرفت و مقادیر مناسب انتخاب شد. یک الگوریتم ریاضی جهت طراحی یک چرخ تعدیل‌گر با خصوصیات معین‌فراهم گردید که توسط آن و با استفاده از قله‌های براگ منفرد حاصل از شبیه‌سازی و یا تجربه، وزن‌های مناسب برای هر گام چرخ با ضخامت معین محاسبه می‌شود. به منظور ایجاد یک ناحیه کاملاً هموار ضخامت گام‌های چرخ متناسب با پهنای قله براگ در ناحیه فرود انتهایی در نظر گرفته می‌شود. همچنین توصیه می‌شود برای هر برد عملی مشخص، به ازای طول SOBP مشابه، نمایه‌های دُز عمقی منفرد با بکارگیری جابجاگر برد دایمی مناسب محاسبه گردند تا از ایجاد شیب منفی در نمایه دُز تعدیل شده اجتناب شود.



شکل (۶): نمایه دُز پهن شده (SOBP) مورد انتظار در حضور جابجاگر برد دایمی به ضخامت ۵ mm.

مراجع:

1. Kraft, G., *Tumor therapy with heavy charged particles*. Progress in Particle and Nuclear Physics. 45, S473-S544, 2000.
2. Wilson R R. Radiological use of fast protons. Radiology. 47,487-491, 1946
3. Tobias CA., et al. Pituitary Irradiation with High Energy Proton Beams: a Preliminary Report, Cancer Research. 18, 121-134, 1958.
4. Cuttone, G., et al., Use of 62 MeV proton beam for medical applications at INFN-LNS: CATANA project. Physica Medica. 17, 23-25, 2001
5. Cirrone, G., et al., A 62-MeV proton beam for the treatment of ocular melanoma at Laboratori Nazionali del Sud-INFN. Nuclear Science, IEEE Transactions on. 51(3), 860-865, 2004.



بیست و یکمین کنفرانس هسته‌ای ایران

۶ و ۷ اسفند ماه ۱۳۹۳ دانشگاه اصفهان

6. Agostinelli, S., et al., GEANT4—a simulation toolkit. Nuclear instruments and methods in physics research section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment. 506(3), 250-303,2003
7. Cirrone G.A.P. et al. Implementation of a New Monte Carlo Simulation Tool for the Development of a Proton Therapy Beam Line and Verification of the Related Dose Distributions. IEEE Transactions on Nuclear Science. 52, 1756-1758, 2005.
8. Geant4-Collaboration, Physics Reference Manual for Geant4, CERN, geant4 9.6.0 -30th November, 2012.
9. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 59. Clinical Proton Dosimetry Part I. - Beam Production, Beam Delivery and Measurement of Absorbed Dose,1998.