



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مقاله کنفرانسی



مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱، شماره ۴، زمستان (ویژه نامه) ۱۴۰۱، صفحه ۱۳-۱۸

ششمین کنفرانس سنجش و ایمنی پرتوهای یون ساز و غیر یون ساز (مرداد ماه ۱۴۰۰)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۷/۱۰، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۵/۰۹

بررسی اثر میدان مغناطیسی بر توزیع دز در یون درمانی با هلیوم به روش MR-Guided Therapy با استفاده از کد مونت کارلوی فلوکا

ناهد حاجیلو*

* پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، کرج، البرز، ایران.

کد پستی: ۳۱۴۶۵/۱۴۹۸

پست الکترونیکی: nhajiloo@aeoi.org.ir

چکیده

امروزه جهت بهبود صحت درمان در پرتو درمانی، تلاش‌های بسیاری برای استفاده از تصویربرداری همزمان تشدید مغناطیسی به دلیل مزایایی چون ایجاد تمایز بافت نرم مناسب و پرتوهای غیر یونیزان آن وجود دارد. از سوی دیگر، پرتو درمانی با یون هلیوم به دلیل مزایایی چون پراکندگی جانبی کمتر نسبت به پروتون و دنباله پاره‌های هسته‌ای کمتر نسبت به باریک‌های کربنی، در حال توسعه است. ایده‌ی استفاده از هدایت تصویر تشدید مغناطیسی در درمان با یون هلیوم، چالش‌هایی را به همراه دارد که آشفتگی دز در بدن بیمار از جمله این چالش‌هاست. برای ارزیابی تغییرات معادل دز یون هلیوم در یک میدان مغناطیسی عمود بر محور باریکه و با انگیزه استفاده در توسعه بالقوه هلیوم درمانی با هدایت تصویر تشدید مغناطیسی (MRI) در آینده، یک باریکه درمانی هلیوم و نیز یک فانتوم آب همگن با استفاده از کد مونت کارلو فلوکا شبیه‌سازی و اغتشاشات دز معادل در راستای محور مرکزی هم‌چنین میزان انحراف و عقب‌گرد باریک‌های یون هلیوم اولیه در عمق براگ در انرژی‌های مختلف و در حضور میدان‌های مغناطیسی محاسبه شد. درصد تغییرات دز در راستای محور مرکزی در اثر اعمال میدان مغناطیسی در انرژی‌های کمینه، متوسط و بیشینه محاسبه و نشان داده شد که بیشینه تغییرات دز در انرژی $220/5 \text{ MeV/n}$ و در عمق $30/9 \text{ cm}$ فانتوم اتفاق می‌افتد. هم‌چنین بیشینه عقب‌گرد و انحراف باریک‌های هلیومی در حضور میدان مغناطیسی ۳ تسلا و در انرژی $220/5 \text{ MeV}$ به ترتیب برابر $5/2 \text{ mm}$ و $4/7 \text{ mm}$ به دست آمد. صحت شبیه‌سازی از طریق راستی‌آزمایی منحنی‌های دز عمقی باریک‌های یونی هلیوم در یک فانتوم آب با داده‌های تجربی، ارزیابی شد. حداکثر اختلاف مقدار شبیه‌سازی شده با مقدار اندازه‌گیری شده در پیش‌بینی محل قله براگ باریک‌های هلیومی در آب، در حالت عدم حضور میدان مغناطیسی برابر $0/962 \text{ mm}$ بود که نشان از صحت محاسبات مونت کارلو انجام شده دارد.

کلیدواژگان: یون درمانی با هلیوم، میدان مغناطیسی، کد مونت کارلو فلوکا، توزیع دز.

۱. مقدمه

پیشنهاد کرد که به دلیل ویژگی‌های فیزیکی، باریک‌های یون‌های سنگین می‌توانند برای درمان سرطان‌هایی که در آن‌ها تومور در عمق زیادی از بافت قرار دارد، مورد استفاده قرار گیرند [۱].

در پرتو درمانی سعی بر این است که تا حد امکان، ناحیه تومور حداکثر مقدار دز و بافت‌های سالم اطراف آن، حداقل مقدار دز را از پرتو فرودی دریافت کنند. در سال ۱۹۴۶ رابرت ویلسون

مغناطیسی مربوط به سیستم MRI بر روی شتاب‌دهنده ذرات اثرگذار است و میدان مغناطیسی به‌ویژه در موقعیت بیمار قابل اغماض نبوده و حضور آن موجب تغییراتی در توزیع دز باریکه یون‌های حاصل از شتاب‌دهنده خواهد شد. با بررسی این تغییرات و برآورد دقیق آن‌ها می‌توان تغییرات توزیع دز را به طریقی جبران کرد. به‌منظور شناخت چنین اثراتی، در این پژوهش با به‌کارگیری کد مونت کارلو فلوکا تغییرات بوجود آمده در توزیع دز باریکه یون‌های هلیوم مورد استفاده در محیط همگن آب، در حضور میدان مغناطیسی یکنواخت محاسبه شده است.

۲. مواد و روش‌ها

در این تحقیق، به‌منظور شبیه‌سازی از کد مونت کارلوی FLUKA استفاده شده است [۶]. به منظور امکان مقایسه بین داده‌های تجربی موجود و نتایج محاسبات، یک باریکه‌ی درمانی تک‌انرژی و تک‌جهت شبیه‌سازی شده و توزیع مکانی ذرات با یک تابع توزیع مستطیلی در نظر گرفته شد. با توجه به این‌که در فرایندهای دزیمتری در پرتودرمانی، از آب به‌عنوان ماده معادل بافت استفاده می‌شود، یک فانتوم آب با ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ شبیه‌سازی شد. برای تنظیم فیزیک ترابرد در حضور میدان مغناطیسی، کارت MGNFIELD مورد استفاده قرار گرفت. اندازه آشکارسازهای شبیه‌سازی شده برای محاسبه دز، بسته به انرژی باریکه و محل آشکارساز بر روی منحنی براگ از 0.25 mm تا 1 mm انتخاب شدند. برای محاسبه دز عمقی، مش استوانه‌ای با قطر $8/16$ میلی‌متر و ارتفاع 0.25 mm تا 1 mm به‌کار رفت. همچنین برای محاسبه پروفایل‌های عرضی، مش‌های مستطیلی با ابعاد $1 \times 0.25 \times 0.1 \text{ mm}^3$ به‌کار رفت و نیز اندازه وکسل $0.5 \times 0.5 \times 1 \text{ mm}^3$ نیز برای محاسبه توزیع دز دو بعدی یون‌های هلیوم در فانتوم آب و در انرژی‌های کمینه، متوسط و

در این نوع درمان برد باریکه به راحتی قابل کنترل بوده و پرتو با دقت بالا به حجم‌های کوچک تعریف شده در داخل بدن اعمال می‌شود. از گذشته‌های دور تاکنون پرتودرمانی با ذرات پروتون، کربن، آهن، اکسیژن و هلیوم مورد توجه بوده‌اند، به‌طوری‌که تا پایان سال ۲۰۱۵ حدود ۱۵۰ هزار نفر به این روش درمان شده‌اند. در حال حاضر تنها یون‌های مورد استفاده در درمان بیماران با استفاده از تجهیزات کلینیکی، یون‌های کربن و پروتون هستند. در حالی‌که در مواقع خاص از یون‌های جایگزین مانند اکسیژن و هلیوم نیز استفاده می‌شود [۲-۴]. یون‌های هلیوم به‌دلیل خواص رادیوبیولوژیکی و فیزیکی خاص مانند پراکندگی جانبی کمتر در مقایسه با پروتون‌ها و دنباله پاره‌های هسته‌ای کمتر در مقایسه با یون‌های کربن-۱۲ مورد توجه قرار گرفته‌اند. به‌عنوان مثال در مرکز یون‌درمانی هایدلبرگ آلمان باریکه یون هلیوم در دسترس بوده و از آن برای مقاصد پژوهشی استفاده می‌شود و همزمان مقدمات لازم برای کاربرد کلینیکی آن در حال فراهم شدن است [۵].

پیشرفت در یون‌درمانی با هدایت تصویر موجب افزایش صحت دز تحویلی و دقت بالای آن خواهد بود. در هر دهه، تکنولوژی‌های تصویربرداری جدیدی برای کمک به بهبود درمان با هدایت تصویر عرضه می‌شود. در حال حاضر، اغلب روش تصویربرداری CT قبل از شروع درمان انجام می‌شود. با این حال، امکان حضور سیستم MRI در کنار شتاب‌دهنده‌ها به‌منظور تصویربرداری در حین درمان فراهم شده است. این روش که آخرین ابزار برای درمان سرطان است به‌عنوان روش یون‌درمانی با هدایت تصویر (MR (MR-Guided Therapy شناخته می‌شود. تاکنون چندین نوع از این دستگاه‌ها طراحی و در مراکز درمانی مختلف در سراسر دنیا نصب شده‌اند.

با وجود این‌که سعی شده است تا حول دستگاه MRI حفاظ مناسب برای میدان مغناطیسی ایجاد شود با این حال میدان

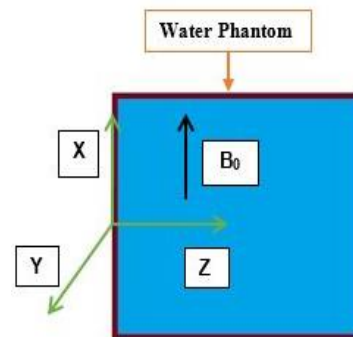
وابسته است، لذا با اعتبارسنجی داده‌های شبیه‌سازی در حالت عدم حضور میدان، می‌توان به صحت پیش‌بینی‌های کد مونت‌کارلو در حضور میدان با اطمینان بیشتری اعتماد کرد.

۲.۳. مقایسه منحنی‌های دز عمقی یک‌بعدی در حضور و عدم حضور میدان مغناطیسی متوسط ۱/۵ تسلا

از آن‌جا که میدان ۱/۵ تسلا بیشترین کاربرد کلینیکی را دارد، منحنی‌های دز عمقی در حضور این میدان به‌عنوان نمونه رسم شده است. منحنی‌های دز عمقی یک‌بعدی باریکه‌های یون هلیوم با انرژی‌های $56/4 \text{ MeV/n}$ ، $140/7 \text{ MeV/n}$ و $220/5 \text{ MeV/n}$ در حضور و عدم حضور میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا در شکل ۲ با یکدیگر مقایسه شده‌اند. همان‌طور که در این شکل نشان داده شده است، با اعمال میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا، عمق براگ در انرژی $220/5 \text{ MeV/n}$ نسبت به محل آن در حالت بدون میدان، به عقب بر می‌گردد (کاهش می‌یابد). این بازگشت به عقب اصطلاحاً عقب‌گرد طولی^۱ نامیده می‌شود. همان‌گونه که در شکل ۲ دیده می‌شود، تغییرات دز عمقی در اثر حضور میدان، در ناحیه براگ و در انرژی‌های بالاتر قابل توجه است و چنان‌چه می‌دانیم این افزایش به‌دلیل افزایش در مقدار انحراف باریکه در اثر افزایش عمق است و تغییرات دز قبل از ناحیه براگ به‌دلیل انحراف کم‌تر باریکه قبل از رسیدن به عمق براگ قابل چشم‌پوشی است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، منحنی‌های دز عمقی در انرژی‌های $56/4 \text{ MeV/n}$ و $140/7 \text{ MeV/n}$ در حالت‌های با حضور و بدون حضور میدان مغناطیسی هم‌پوشانی دارند و به‌خوبی از هم قابل تشخیص نیستند. در انرژی $220/5 \text{ MeV/n}$ مقدار دز محور مرکزی در عمق براگ کاهش می‌یابد که این پدیده نیز به‌دلیل انحراف باریکه اولیه از محور مرکزی باریکه، در اثر حضور میدان است.

بیشینه مورد مطالعه به‌کار گرفته شد. یادآور می‌شود، شدت میدان‌های مغناطیسی طوری انتخاب شدند که بتوانند کل گستره میدان تشخیصی مورد استفاده بالینی را پوشش دهند.

صحت شبیه‌سازی، از طریق راستی‌آزمایی منحنی‌های دز عمقی باریکه‌های یونی هلیوم در یک فانتوم آب با داده‌های تجربی [۷] در حالت عدم حضور میدان مغناطیسی، ارزیابی شد. همچنین به‌منظور رسیدن به خطای آماری کمتر از ۱ درصد در شبیه‌سازی مونت‌کارلو، تاریخچه‌ی حداکثر $10^6 \times 4/5$ ذره دنبال شد.



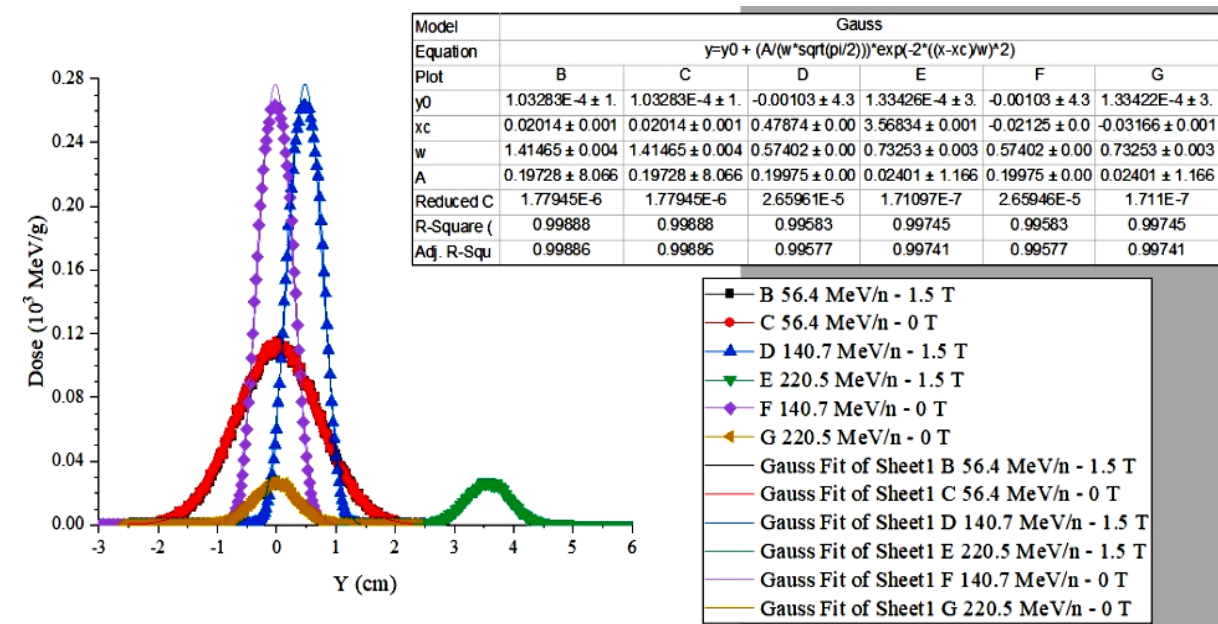
شکل (۱): باریکه شبیه‌سازی شده و فانتوم همگن آب تحت تأثیر میدان مغناطیسی یکنواخت (B_0).

۳. نتایج

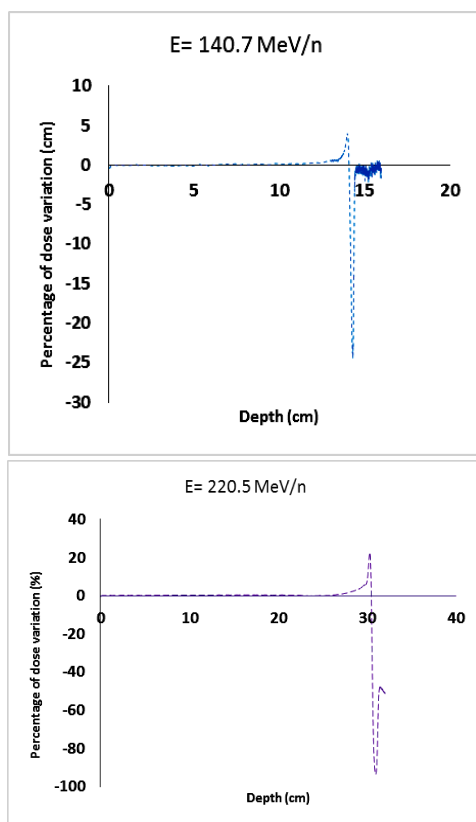
۱.۳. اعتبارسنجی باریکه‌های یون هلیوم شبیه‌سازی شده در عدم حضور میدان مغناطیسی

جدول ۱ مقادیر عمق براگ محاسبه شده در این تحقیق را با مقادیر منتشر شده در مرجع [۷] مقایسه می‌کند. حداکثر اختلاف مقدار شبیه‌سازی شده با مقدار اندازه‌گیری شده برابر $0/962 \text{ mm}$ و مربوط به انرژی $140/7 \text{ MeV/n}$ است که نشان از صحت محاسبات مونت‌کارلو انجام شده دارد. از آن‌جا که میزان انحراف باریکه‌های یون هلیوم که علت اصلی آشفتگی‌های دز ایجاد شده در اثر حضور میدان مغناطیسی است، در یک میدان مغناطیسی مشخص به انرژی و در نتیجه به محل قله براگ

^۱ Longitudinal retraction

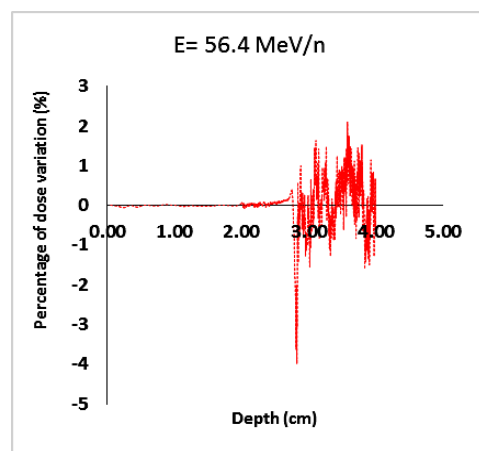


شکل (۳): مقایسه منحنی‌های پروفایل دز عرضی یک‌بعدی باریکه‌های یون هلیوم ۵۶/۴ MeV/n، ۱۴۰/۷ MeV/n و ۲۲۰/۵ MeV/n در حضور میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا.



۴.۳. ارزیابی تغییرات دز در اثر اعمال میدان

شکل ۴ (الف تا پ) درصد تغییرات دز یک‌بعدی (در راستای محور مرکزی) را در اثر اعمال میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا در انرژی‌های کمینه، متوسط و بیشینه مورد مطالعه نشان می‌دهد، بیشینه تغییرات دز در انرژی ۲۲۰/۵ MeV/n و در عمق ۳۰/۹ cm فانتوم اتفاق می‌افتد.



شکل (۴): درصد تغییرات دز یک‌بعدی (در راستای محور مرکزی) در اثر اعمال میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا در انرژی‌های کمینه، متوسط و بیشینه مورد مطالعه.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

بنابراین اثر میدان مغناطیسی بر روی توزیع دز در داخل بدن بیمار قابل اغماض نیست و باید تصحیحاتی صورت گیرد. به عنوان مثال می‌توان انحراف باریکه را توسط سیستم اسکن کننده باریکه قبل از ورود به محیط تحت تأثیر میدان تصحیح کرد.

از نتایج به دست آمده در این تحقیق می‌توان به این جمع‌بندی رسید که اثر میدان مغناطیسی یکنواخت با شدت در محدوده کلینیکی که عمود بر باریکه‌های یونی هلیوم و در داخل یک فانتوم همگن آب اعمال می‌شود بسته به انرژی اولیه باریکه و شدت میدان مغناطیسی اعمالی، می‌تواند قابل توجه باشد.

۵. مراجع

1. R. R. Wilson. Radiological use of fast protons. *Radiology* 47 (1946) 487-491.
2. D. Schardt, T. Elsässer, and D. Schulz. Heavy-ion tumor therapy: physical and radiobiological Benefits. *Rev. Mod. Phys.* 82 (2010) 383-425.
3. M. Jermann. Particle therapy patient statistics https://ptcog.ch/archive/patient_statistics/Patient_statistics-update-Dec2015.pdf (2016).
4. O. Sokol, E. Scifoni, W. Tinganelli, W. Kraft-Weyrather, J. Wiedemann, A. Maier, D. Boscolo, T. Friedrich, S. Brons, M. Durante, M. Krämer. Oxygen beams for therapy: advanced biological treatment planning and experimental verification. *Phys. Med. Biol.* 62 (2017) 7798-7813.
5. T. Tessonier, A. Mairani, W. Chen, P. Sala, F. Cerutti, A. Ferrari, T. Haberer, J. Debus, K. Parodi. Proton and helium ion radiotherapy for meningioma tumors: a Monte Carlo-based treatment planning comparison. *Radiat. Oncol.* 13 (2018) 2.
6. A. Ferrari, P. R. Sala, A. Fasso, J. Ranft, *J. FLUKA: A Multi-Particle Transport Code*. Stanford University Press, Stanford, 2011.
7. F. Sommerer, K. Parodi, A. Ferrari, K. Poljanc, W. Enghardt, H. Aiginger. Investigating the accuracy of the FLUKA code for transport of therapeutic ion beams in matter. *Phys. Med. Biol.* 51 (2006) 4385-98.
8. M. Akbari, A. Karimian. Monte Carlo assessment of beam deflection and depth dose equivalent variation of a carbon-ion beam in a perpendicular magnetic field. *Physica Medica.* 61 (2019) 33-43.