



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مقاله کنفرانسی



مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱، شماره ۴، زمستان (ویژه نامه) ۱۴۰۱، صفحه ۹۷-۱۰۰
ششمین کنفرانس سنجش و ایمنی پرتوهای یون ساز و غیر یون ساز (مردادماه ۱۴۰۰)
تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۷/۱۵، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۵/۰۸

تقویت درمان پروتونی از طریق هم جوشی پروتون-بورن

سیده نسرين حسینی مطلق*، فاطمه حبیبی و جهانگیر بیات

گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، شیراز، فارس، ایران.
*فارس، شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شیراز، دانشکده علوم، گروه فیزیک، کدپستی: ۷۱۸۵۷-۵۱۹۵۳.
پست الکترونیکی: nasrin_hosini@yahoo.com

چکیده

متداولترین روش پرتودرمانی خارجی از پرتوهای فوتون، پروتون، نوترون و یونهای سنگین استفاده می‌کند. استفاده از پرتوهای پروتون برای درمان سرطان به دلیل قله براگ در حجم مورد نظر، باعث آسیب کمتری به بافت‌های اطراف می‌شود و این یکی از مزایای این روش درمانی است.

کلیدواژگان: پروتون، بورن، درمان، هم جوشی، دز.

۱. مقدمه

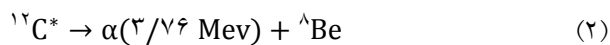
مسیر مستقیم از دست می‌دهند، تا زمانی که آن‌ها در عمق دقیقی که توسط انرژی اولیه‌ای که توسط شتاب‌دهنده معین می‌کند و از پیش تعیین می‌شوند، متوقف می‌شوند. مقدار انرژی آزاد شده در این نقطه به حداکثر خود می‌رسد و به قله براگ معروف است. برای درمان انواع سرطان‌ها می‌توان از روش‌های درمانی مختلف مثل جراحی، شیمی‌درمانی و ذره‌درمانی (پروتون‌درمانی) استفاده نمود. امروزه پروتون درمانی یک بخش مهم از درمان سرطان است. مبنای پروتون درمانی، قرار دادن سلول‌های بدخیم در معرض باریکه‌های پروتون می‌باشد که می‌تواند منجر به مرگ و از بین رفتن این سلول‌ها گردد. پروتون درمانی همچنین می‌تواند قبل از عمل جراحی برای کاهش حجم تومور و یا بعد از جراحی برای از بین بردن بقایای تومور و جلوگیری از رشد مجدد تومور به کار رود. هدف اصلی در پروتون درمانی این است که تومور

به‌عنوان یک روش رادیوتراپی پیشرفته خارجی، پروتون درمانی از باریکه‌های پروتونی با انرژی بالا به جای باریکه‌های فوتونی برای تابش دهی به حجم هدف به منظور از بین بردن سلول‌های هدف استفاده می‌کند. براساس ویژگی قله براگ، پروتون درمانی برای مطابقت با شکل و عمق یک حجم هدف حرفه‌ای تر است، در حالی که خطر آسیب به بافت‌های سالم اطراف را کاهش می‌دهد. تعداد زیادی کارآزمایی بالینی در مورد روش‌های درمانی با ذرات باردار در حال انجام است که نتایج حاصل از آن برای روشن شدن مزایای بالینی واقعی پروتون‌ها نسبت به رادیوتراپی-های معمولی مهم خواهد بود. مزایای اصلی درمان با استفاده از پروتون‌ها از توزیع مطلوب دز عمقی مطلوب آن‌ها ناشی می‌شود. در برهمکنش با بافت انسان، ذرات باردار به‌طور عمده در یک خط مستقیم حرکت می‌کنند و تنها مقدار کمی از انرژی را در

اخیراً چندین روش پروتون‌درمانی غیرمتمعارف ارائه شده است که به آن روش‌های درمانی پروتون تقویت شده گفته می‌شود. که هدف از این کار افزایش به‌جاگذاری دز در حجم هدف و بدون افزایش دز به حجم سالم است.

یکی از این روش‌ها براساس واکنش همجوشی پروتون بورون-۱۱ ارائه شده است که در آن، هنگامی که همجوشی پروتون بورون اتفاق می‌افتد، ابتدا هسته بورون در یک حالت برانگیخته به یک هسته کربن (^{12}C) تبدیل می‌شود، سپس هسته کربن برانگیخته ممکن است به یک ذره آلفا با انرژی 3.76 MeV و یک بریلیم ($^{\text{Be}}$) تقسیم شود.

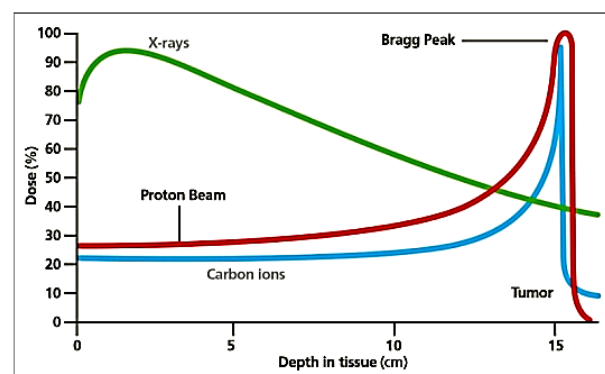
به‌دنبال آن، هسته‌ی بریلیم به دو ذره آلفا با انرژی 2.74 MeV فروپاشی می‌کند. در کل، سه ذره آلفا در محل همجوشی پروتون بورون گسیل می‌شوند. این فرآیندها به شرح زیر می‌باشد:



یا به‌طور خلاصه با $^{11}\text{B} + \text{P} \rightarrow 3\alpha$ نشان داده شوند بنابراین، این روش پروتون‌درمانی تقویت شده می‌تواند پروتون‌درمانی تقویت شده از طریق همجوشی پروتون-بورون (^{11}B) نامیده شود. به طوری که، ذرات آلفای گسیل شده از همجوشی پروتون-بورون به عنوان تابش اضافی هدفمند به توسعه به‌جاگذاری دز در سلول‌های هدف استفاده می‌شوند.

نمودار PBFEP در شکل ۲ نشان داده شده است. برای این روش، چند مطالعه تأییدی این روش توسط برنامه MCNP انجام شده است [۵-۹]. در این تحقیق، روش PBFEP با استفاده از محاسبات ریاضی ترکیبی و محاسبه Geant ۴ مونت‌کارلو بررسی و ارزیابی می‌شود.

مورد نظر، بیشترین دز باریکه را دریافت کند و در حالی که بافت‌های سالم اطراف، کم‌ترین مقدار دز دریافتی را داشته باشند [۱]. اخیراً درمان سرطان با باریکه‌های پروتونی در سراسر جهان رو به افزایش است. از جمله مزایای پروتون‌درمانی این است که بیش‌ترین مقدار دز در قله‌ی براگ به‌جا گذاشته می‌شود و آسیبی به بافت‌های سالم مجاور وارد نمی‌شود. باریکه‌های پروتون می‌توانند با پخش‌شدگی کم، نفوذ کنند و حداکثر انرژی خود را قبل از توقف بر جای بگذارند. این خاصیت باعث می‌شود تا یک تعریف بسیار دقیق از منطقه‌ی خاص که مورد تابش قرار می‌گیرد، داشته باشیم [۲]. مزیت اصلی پروتون‌درمانی در برابر درمان به روش اشعه‌ی ایکس، این است که بافت‌های سالم اطراف تومور آسیب کم‌تری را متحمل می‌شوند [۳]. پروتون‌درمانی مزایای بالقوه فیزیکی و بیولوژیکی را در درمان تومورهای موضعی فراهم می‌کند. درمان با باریکه‌ی پروتون شامل کنترل بیماری در طیف گسترده‌ای از سرطان‌ها است. پروتون‌درمانی یک روش درمانی غیرتهاجمی و غیرسمی است که دارای حداقل عوارض جانبی در مقایسه با سایر روش‌های درمانی سرطان مانند: شیمی‌درمانی و روش‌های جراحی است [۴].



شکل (۱): نمودار دز نسبی برحسب عمق بافت برای باریکه پروتون، یون کربن و اشعه‌ی ایکس.

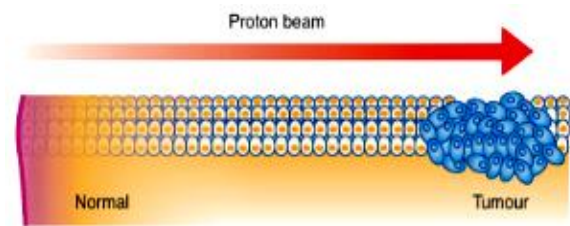
مربوط به همجوشی پروتون بورن است. هنگامی که پروتون بر هدف فرود می‌آید، با بورن برخورد می‌کند و همجوشی پروتون بورن‌ها را ایجاد می‌کند و اغلب پروتون‌های فرودی کند می‌شوند. تعداد پروتون‌های فرودی، در اینجا $10^9 \times 1/364387$ در نظر می‌گیریم.

چگالی عدد اتمی ${}^{11}\text{B}$ (N) با استفاده از معادله $N = n/V$ قابل محاسبه است. که در آن، V حجم ${}^{11}\text{B}$ است که می‌تواند محاسبه شود و با استفاده از معادله $n = mN_A/M$ می‌توان تعداد اتم‌ها را به دست آورد که در آن: m جرم ${}^{11}\text{B}$ ، M وزن اتمی ${}^{11}\text{B}$ ، N_A عدد آوگادرو است. در این تحقیق، ماده ارسالی بور به صورت $(\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_{10} \cdot \text{H}_2\text{O})$ borax به منظور مقایسه با نتایج آزمایش‌های آتی تعریف شده است.

۳. نتیجه گیری

با تجزیه و تحلیل نتایج حاصل از محاسبات، می‌توان دریافت که مقدار دز جذب شده از حجم هدف به دلیل گسیلنده‌های آلفا از همجوشی پروتون بورن هنگامی که ${}^{11}\text{B}$ در ماده هدف موجود است، افزایش می‌یابد. علاوه بر این، با افزایش غلظت بورن، افزایش مقدار نرخ تقویت دز نیز افزایش می‌یابد. براساس تحقیقات نظری و تجربی پیرامون همجوشی پروتون بورن، می‌توان دریافت که بالاترین سطح مقطع هم‌جوشی پروتون بورن در پروتون با انرژی ۶۰۰-۷۰۰ کیلو الکترون ولت انجام می‌شود.

همچنین در چنین انرژی، قله‌های براگ پروتون بیشتر اتفاق می‌افتند. بنابراین سطح مقطع ناشی از هم‌جوشی پروتون بورن برای پروتون‌های با انرژی بالاتر در ناحیه مجاورت قله براگ (ناحیه تومور) پایین‌تر است و بیش‌ترین سطح مقطع ناشی از هم‌جوشی پروتون بورن در ناحیه قله‌ی براگ اتفاق می‌افتد. [۱۰].



شکل (۲): شکل شماتیک استفاده از باریکه پروتون جهت درمان تومور.

۲. روش انجام تحقیق

از آن‌جا که فرآیند همجوشی پروتون بورن در مجموعه ابزار Geant4 گنجانده نشده است، به منظور محاسبه به‌جاگذاری دز ناشی از باریکه‌های پروتون و گسیلنده‌های آلفا مربوط به همجوشی پروتون بورن، این روش تحقیق شامل دو مرحله است. مرحله اول محاسبه تعداد گسیلنده‌های آلفا از همجوشی پروتون بورن برای غلظت‌های بورنی مشخص شده است. مرحله دوم محاسبه به‌جاگذاری دز در حجم هدف برای وضعیت‌های مختلف است، که در آن هیچ بورنی در گروه متقابل وجود ندارد. بنابراین، دز به‌جاگذاشته برای گروه متقابل فقط توسط باریکه پروتونی ایجاد می‌شود. برای گروه‌های دیگر که حاوی غلظت‌های متفاوتی از بورن هستند، به‌جاگذاری دز هم از طریق باریکه پروتونی و هم از طریق گسیلنده‌های آلفا ناشی از همجوشی پروتون بورن ایجاد می‌شود.

۱.۲. محاسبه ریاضی برای تعداد گسیلنده‌های آلفای تولید شده

برای به‌دست آوردن تعداد گسیلنده‌های آلفای تولیدی ناشی از همجوشی پروتون بورن، ابتدا تعداد واکنش‌ها باید محاسبه شود. برای همجوشی پروتون بورن، می‌توان تعداد واکنش‌ها را با استفاده از معادله $R = N^{11}\text{B} \times \sigma \times \phi$ محاسبه کرد. که در آن R تعداد واکنش‌های همجوشی، $N^{11}\text{B}$ چگالی عدد اتمی ${}^{11}\text{B}$ ، که غلظت اتم‌های ${}^{11}\text{B}$ در یک حجم را بیان می‌کند. در این‌جا، غلظت ${}^{11}\text{B}$ در بورن طبیعی ۸۰٪ تعیین می‌شود. σ سطح مقطع

۴. مراجع

1. T. Sridhar, R. P. Symonds. Principles of chemotherapy and radiotherapy, *Obstetrics, Gynaecology Reproductive Med.* 24 (9) (2014) 259-265.
2. H. Hora. *Plasma at High Temperature and Density. Applications and Implications of Laser-Plasma Interaction.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1991.
3. D. N. Gupta, H. Suk. Combined role of frequency variation and magnetic field on laser electron acceleration. *Phys. Plasmas* 13 (2006) 013105.
4. C. G. R. Geddes, C. Toth, J. van Tilborg, E. Esarey, C. B. Schroeder, D. Bruhwiler, C. Nieter, J. Cary, W. P. Leemans. High-quality electron beams from a laser wakefield accelerator using plasma-channel guiding. *Nature* 431 (2004) 538-541.
5. D. -K. Yoon, J. -Y. Jung, T. S. Suh. Application of proton boron fusion reaction to radiation therapy: A Monte Carlo simulation study. *Appl. Phys. Lett.* 105 (2014) 223507.
6. S. Kim, D.-K. Yoon, H.-B. Shin, J.-Y. Jung, M.-S. Kim, Kyeong-Hyeon Kim, H.-S. Jang, T. S. Suh. A simulation study for radiation treatment planning based on the atomic physics of the proton-boron fusion reaction. *J. Korean Phys. Soc.* 70 (2017) 629-639.
7. D. Yoon, J. Jung, H. Shin, M. Kim, H. Jang, T. Suh. SU-E-T-656: Quantitative analysis of proton boron fusion therapy (PBFT) in various conditions. *Med. Phys.* 42 (2015) 3487-3487.
8. J. -Y. Jung, D.-K. Yoon, H. C. Lee, B. Lu, T. S. Suh. The investigation of physical conditions of boron uptake region in proton boron fusion therapy (PBFT). *AIP Adv.* 6(9) (2016) 095119.
9. S. Atzeni, J. Meyer-ter-Vehn. *The Physics of Inertial Fusion: Beam Plasma Interaction, Hydrodynamics, Hot Dense Matter.* International Series of Monographs on Physics, Oxford, 2004.
10. J. M. Davidson, H. L. Berg, M. M. Lowry, M. R. Dwarakanath, A. J. Sierk, P. Batay-Csorba. Low energy cross sections for $^{11}\text{B}(p, 3\alpha)$. *Nucl. Phys. A* 315 (1-2) (1979) 253-268.