

## طراحی سیم‌لوله و میدان مغناطیسی مناسب جهت خط انتقال باریکه پرتوتون‌تراپی با لیزر موسسه HZZDR آلمان

بهنام آزادگان<sup>۱</sup>، علی اصغر مولوی<sup>۱\*</sup> و سید علی مهدی پور<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup>گروه فیزیک، دانشکده حکیم سبزواری، سبزواری، خراسان رضوی، ایران.

<sup>۲</sup>محقق وابسته مرکز ICTP، بخش فیزیک پزشکی، تریست، ایتالیا.

\*خراسان رضوی، سبزواری، دانشگاه حکیم سبزواری، گروه فیزیک، کدپستی: ۹۶۱۷۹۷۶۴۸۷

پست الکترونیکی: Mowlavi@hsu.ac.ir

### چکیده

امروزه به دلیل هزینه‌های بالا و ابعاد بزرگ شتاب‌دهنده‌های متعارف پرتوتونی استفاده از روش‌های بهینه‌ی دیگری جهت تولید باریکه پرتوتونی مورد مطالعه قرار گرفته است. یکی از روش‌های مهم و جدید، استفاده از شتاب‌دهنده‌های پرتوتونی مبتنی بر باریکه‌ی لیزری می‌باشد. در این روش، لیزرهای با توان بالا ( $10^{18} \text{ W/cm}^2$ ) بر روی یک هدف با عدد اتمی بزرگ فرود آمده و با ایجاد یک محیط پلاسمایی باعث شتاب یون‌ها و تولید پرتوتون خواهند شد. در حال حاضر پروژه‌هایی در این زمینه همچون: ELIMED جمهوری چک، PMRC ژاپن، DROT مونیخ، HZZDR درسدن آلمان و... در حال انجام است. با توجه به پراکندگی زاویه‌ای نسبتاً زیاد پرتوتون‌ها، کاهش پراکندگی و موازی‌سازی آن‌ها جهت انتقال اهمیت بسیار زیادی دارد. در این تحقیق، با استفاده از ابزار GEANT4، طراحی دقیق یک سیم‌لوله و میدان مغناطیسی مورد استفاده در خط باریکه‌ی موسسه‌ی HZZDR آلمان انجام شده است. اثر سیم لوله بر پرتوتون‌هایی با واگرایی اولیه ۵ درجه مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان می‌دهد در نظر گرفتن جزییات سیم‌لوله تاثیر مستقیمی بر محاسبات پروفایل پرتوتون‌ها داشته و امری ضروری است. پیشنهادی میدان مغناطیسی سیم‌لوله‌ای، برای قرارگیری سامانه‌ی گزینش‌گر پرتوتون در فاصله یک متری چشمه، ۲۶/۶ تسلا محاسبه شد.

کلیدواژه‌گان: پرتوتون، میدان مغناطیسی، سیم‌لوله، توزیع انرژی، چشمه.

### ۱. مقدمه

استفاده می‌شود. سپس این باریکه‌ها از میان میدان‌های مغناطیسی مختلفی عبور می‌کنند تا به اتاق‌های درمان منتقل شده و با استفاده از یک گانتتری با قابلیت چرخش ۳۶۰ درجه به محل تومور برسند. معمولاً این روش نیاز به شتاب‌دهنده‌ها و گانتتری‌های پیچیده و بزرگی دارد. ساخت چنین شتاب‌دهنده‌ها و گانتتری‌های بزرگ بسیار گران‌قیمت و مشکل

در حال حاضر حدود ۶۰٪ درمان سرطان‌ها با استفاده از باریکه‌های فوتونی و الکترونی با موفقیت همراه است. همچنین در حدود ۲۰٪ از تمام تومورهای سرطانی می‌توانند با روش یون‌تراپی درمان شوند [۱، ۲]. در یون‌تراپی از شتاب‌دهنده‌های بزرگی همچون سیکلوترون و سینکروترون برای تولید باریکه‌های پرتوتونی در حدود ۷۰ تا ۲۵۰ مگا-الکترون‌ولت

تاکنون مطالعاتی با استفاده از روش لیزرکوبی هدف انجام شده است [۹-۱۳]. همچنین تحقیقاتی در روش RPA نیز صورت گرفته و در حال انجام است [۱۴-۱۶] اما در آن‌ها جزئیات دقیق هندسه سیم‌لوله در نظر گرفته نشده است. شبیه‌سازی دقیق سیم‌لوله و میدان مغناطیسی بهینه جهت انتقال باریکه پروتونی در خط انتقال شتاب‌دهنده لیزری موسسه تحقیقاتی روزندرف درسدن<sup>۳</sup> آلمان از اهداف اصلی این تحقیق می‌باشد که طی همکاری در قالب فرصت مطالعاتی صورت گرفته است.

## ۲. روش کار

همان‌طور که اشاره شد یکی از روش‌های تولید پروتون استفاده از لیزر و فرآیند شتاب‌دهی با فشار تابش است. آزمایش‌ها نشان می‌دهد توزیع انرژی پروتون‌های تولید شده از این روش به صورت توزیع شبه-گوسی [۱۵] می‌باشد. که توزیع انرژی از تابع توزیع:

$$N(E) = [e^{-((E-220)/30)^2} + 0.4e^{-((E-150)/100)^2}]$$

بدست می‌آید. این تابع را با استفاده از نرم‌افزار ممتیکا رسم کرده سپس آن را به نقاط گسسته مختلف تقسیم می‌کنیم (شکل ۱). مختصات این نقاط، به عنوان چشمه پروتونی با استفاده از کلاس GPS وارد برنامه نوشته شده در ابزار GEANT4 [۱۷] شده است. در فرآیند شبیه‌سازی مونت‌کارلو با ابزار GEANT4، از فهرست فیزیکی QGSP-BIC-HP که بیشترین استفاده را در شبیه‌سازی در فیزیک پزشکی دارد استفاده شد. با در نظر گرفتن نتایج تجربی، زاویه پراکندگی پروتون‌های چشمه برابر با ۵ درجه انتخاب شده است.

است [۳]. به منظور کاهش هزینه‌ها و ابعاد تجهیزات این روش، تکنولوژی‌های جدیدی مانند استفاده از سینکروترون‌های ابرسانا، ترکیب سیکلوترون و شتابدهنده خطی [۴]، شتاب‌دهنده‌های دیواره - دی‌الکترون و یون‌تراپی بر پایه لیزر<sup>۱</sup> [۵-۷] مورد تحقیق و بررسی قرار گرفته است. از مزایای این روش قیمت تمام‌شده و ابعاد کمتر آن است. از مهمترین روش‌های مورد استفاده لیزر در پروتون‌تراپی می‌توان به لیزرکوبی پوشش هدف، انفجار کولنی، شتاب‌دهی با فشار تابش<sup>۲</sup> و شتاب‌دهی با شوک امواج اشاره کرد. در هنگام برخورد کردن لیزر با توان بالا به یک هدف، یک محیط پلاسما ایجاد می‌شود. الکترون‌های موجود در این محیط پلاسمایی تحت تاثیر میدان ناشی از لیزر قرار گرفته و شتاب می‌گیرند. بر اثر عبور الکترون‌های شتاب‌گرفته از داخل هدف، یک میدان الکتروستاتیکی بالا (در حدود TV/m) ایجاد می‌شود. در اثر این میدان قوی، پروتون‌ها از هدف جدا شده و شتاب می‌گیرند. پروتون‌ها طی یک گستره‌ی زاویه‌ای تولید می‌شوند. همچنین دارای گستردگی انرژی نیز می‌باشند. ویژگی‌های یاد شده به پارامترهای لیزر و همچنین هدف بستگی دارند.

یک سیستم پرتودرمانی مجهز به شتاب‌دهنده لیزری، معمولاً شامل یک سیستم لیزر با قدرت چند تراوات، یک اتاقک تولید باریکه، یک سیستم جداکننده مغناطیسی و یک سامانه استقرار بیمار است [۸]. گانتی در یک شتاب‌دهنده لیزری طبیعتاً کوچک است چون به مگنت‌های بزرگ موجود در شتاب‌دهنده‌های متعارف، برای انتقال فوتون لیزر، نیازی نیست. از مهم‌ترین فاکتورهای مورد بررسی در این روش، طریقه انتقال باریکه پروتونی به محل بیمار، ایمن‌سازی فرآیند انتقال باریکه پروتونی، کاهش اثرات منفی ناشی از تولید ذرات ثانویه و حفاظت‌سازی مناسب مسیر انتقال باریکه می‌باشد.

<sup>۱</sup>Laser-driven Ion Beam Therapy (L-IBT)

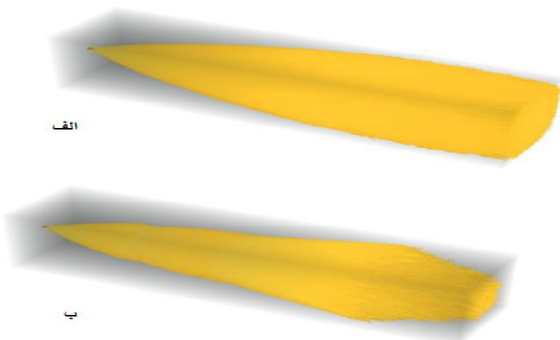
<sup>۲</sup>Radiation Pressure Acceleration (RPA)

<sup>۳</sup>Helmholtz-Zentrum Dresden-Rossendorf (HZDR)

جنس سیم‌های پیچیده شده در سیم‌لوله از مس و جنس ماده‌ی بین آن‌ها پلاستیک می‌باشد. در فرآیند شبیه‌سازی، طول ابتدا تا انتهای سیم‌لوله برابر ۱۵ سانتی‌متر ( $Z=0$  تا  $Z=15$ ) و شعاع داخلی آن ۳ سانتی‌متر می‌باشد. فاصله‌ی چشمه تا ابتدای سیم‌لوله ۴ سانتی‌متر است (شکل ۲ الف). در شکل ۲ ب نماهایی از سیم‌لوله‌ی شبیه‌سازی شده نشان داده شده است. قطر حلقه‌های مسی سیم‌لوله برابر  $1/8$  میلی‌متر می‌باشد. به منظور دقت در محاسبات، یک میدان سیم‌لوله‌ای (میدان غیریکنواخت) متناسب با هندسه‌ی شبیه‌سازی شده درون برنامه اعمال شده است. همان‌طور که در شکل ۲ ج ملاحظه می‌شود، میدان درون سیم‌لوله (ناحیه‌ی ۰ تا ۱۵ سانتی‌متری) مقدار ثابت و اندازه‌ی آن در دو طرف خارج سیم‌لوله بصورت نمایی افت می‌کند

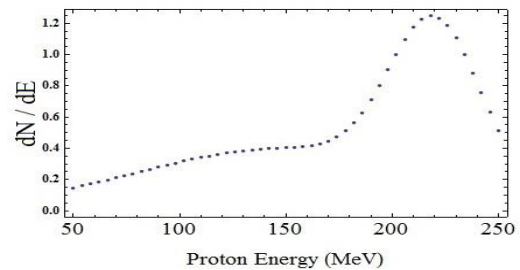
### ۳. نتایج و بحث

با اجرای برنامه نوشته شده نتایج زیر حاصل شده است: شکل ۳ مسیر تعدادی از پروتون‌های تولید شده از چشمه، در هنگام حضور و عدم حضور سیم‌لوله را نشان می‌دهد.



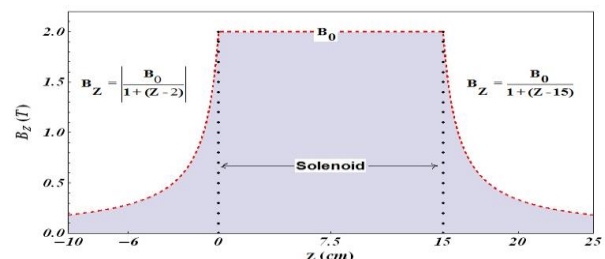
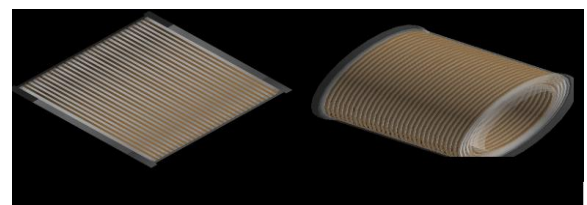
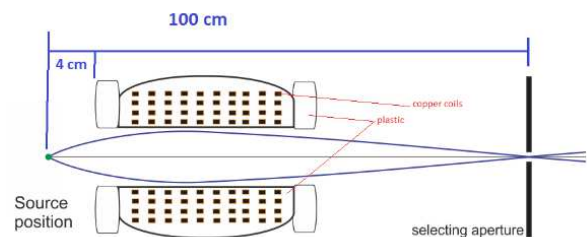
شکل (۳): نمایشی سه‌بعدی از مسیر حرکت تعدادی از پروتون‌های چشمه الف) بدون و ب) با حضور سیم‌لوله بدون میدان مغناطیسی در مسیر چشمه.

همان‌طور که در این شکل مشخص است وجود سیم‌لوله (حتی بدون میدان مغناطیسی) در مقابل باریکه‌ی فرودی، تاثیر مستقیمی بر پراکندگی پروتون‌ها دارد. با توجه توزیع‌های



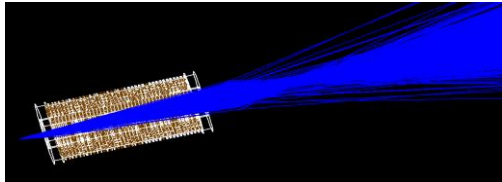
شکل (۱): طیف انرژی شبه گاوسی چشمه‌ی پروتونی مورد استفاده در فرآیند شبیه‌سازی.

توزیع پراکندگی پروتون‌های چشمه در راستای محورهای X و Y به صورت متقارن و گاوسی می‌باشد. هم‌چنین راستای تولید و حرکت پروتون‌ها محور Z است. در شبیه‌سازی هندسه‌ی سیم‌لوله موردنظر، از تعاریف مربوط به چندین استوانه درون هم استفاده شده است. طول سیم‌لوله در راستای Z و شعاع آن عمود بر این محور انتخاب شده است.



شکل (۲): نمایشی از الف) اجزاء سیم‌لوله و محل قرارگیری چشمه پروتونی و روزنه گزینش‌گر ذرات بعد از اعمال میدان مغناطیسی، ب) هندسه‌ی کامل سیم‌لوله‌ی شبیه‌سازی شده در دو جهت (و ج) میدان مغناطیسی اعمال شده درون سیم‌لوله موردنظر.

همان‌طور که در این شکل مشخص است، تغییر انرژی ذرات چشمه، تاثیر چندانی در شکستگی پروفایل تعداد پروتون‌ها ندارد و قابل تعمیم به پروتون‌های متفاوت با انرژی‌های مختلف است.



شکل (۶): رسم مسیر پروتون‌های چشمه با اعمال میدان مغناطیسی سیم‌لوله‌ای با  $B_0 = 33 \text{ T}$ .

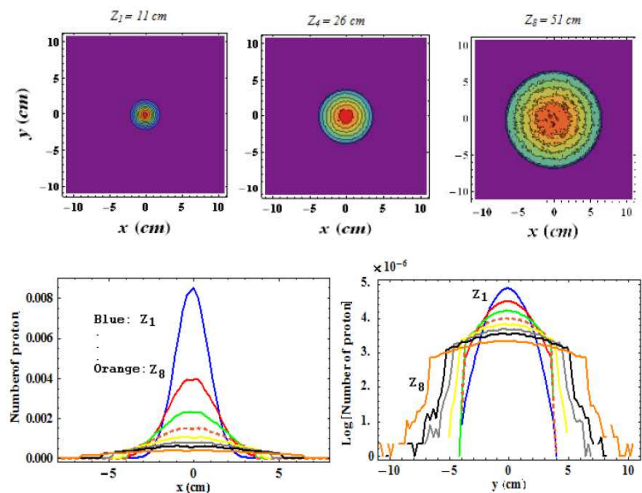
همان‌طور که در شکل ۶ مشخص است میدان مغناطیسی سیم‌لوله باعث هم‌گرا شدن ذرات چشمه در یک نقطه خواهد شد. اولین سامانه‌ی گزینش‌گر ذرات در محلی قرار می‌گیرد که پروفایل عرضی تعداد پروتون‌ها در این نقطه (صفحه‌ی عمود بر مسیر باریکه) دارای کمترین مقدار FWHM باشد. با توجه به جدول ۱، بیشینه میدان مغناطیسی بهینه، برای قرارگیری سامانه گزینش‌گر در محل ۱ متری از چشمه‌ی پروتونی برابر با ۲۶/۶ تسلا تعیین شده است.

جدول (۱): نیم‌پهنای پروفایل تعداد پروتون‌ها در صفحه عمودی  $x=0$  (در محل سامانه گزینش‌گر) به ازاء بیشینه میدان مغناطیسی سیم‌لوله‌ای.

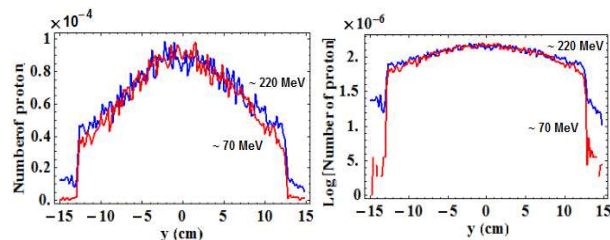
ردیف	بیشینه میدان مغناطیسی (T)	FWHM (mm)
۱	۲۶/۴	۷/۲
۲	۲۶/۶	۶/۸
۳	۲۶/۸	۷/۶

طیف انرژی مورد استفاده در محاسبات مربوط به جدول ۱، طیف شبه-گاوسی با بیشینه انرژی  $220 \text{ MeV}$  می‌باشد.

دوبعدی شکل ۴ ملاحظه می‌شود با دور شدن از چشمه، پراکندگی پروتون‌ها افزایش می‌یابد، اما وجود سیم‌لوله در مسیر چشمه باعث ایجاد شکستگی در پروفایل تعداد ذرات در خارج از سیم لوله می‌شود. این اثر نشان می‌دهد در نظر گرفتن هندسه‌ی دقیق سیم‌لوله، تاثیر مستقیمی در محاسبات و نتایج دارد. تعداد شلیک‌ها در محاسبات شکل، برابر ۵ میلیون است. طیف انرژی پروتون‌های چشمه‌ی مربوط به شکل ۴ دارای بیشینه‌ای در انرژی  $220 \text{ MeV}$  می‌باشد. در شکل ۵ مقایسه‌ای میان پروفایل تعداد پروتون‌ها در صفحه عمودی مربوط به یک فاصله از چشمه‌هایی با انرژی‌های مختلف انجام شده است.



شکل (۴): رسم دوبعدی تعداد پروتون‌ها در صفحه عمودی و رسم پروفایل تعداد پروتون‌ها به ازاء  $x=0$  با در نظر گرفتن سیم‌لوله بدون میدان مغناطیسی در مسیر چشمه.



شکل (۵): مقایسه‌ی پروفایل تعداد پروتون‌ها به ازاء  $x=0$  در یک فاصله (z) از چشمه و برای دو طیف انرژی مختلف.

#### ۴. نتیجه گیری

محاسبات کاملی با در نظر گرفتن جزییات دقیق سیم لوله در شتاب دهنده های لیزری (روش RPA) انجام نشده است. به همین دلیل، با استفاده از ابزار GEANT4 سیم لوله و میدان مغناطیسی با جزییات کامل، جهت استفاده در خط انتقال باریکه ی پرتونی موسسه HZDR شبیه سازی شد. نتایج نشان می دهد در نظر گرفتن جزییات سیم لوله تاثیر مستقیمی بر

محاسبات پروفایل پرتون ها داشته و امری ضروری است. پیشینه ی میدان مغناطیسی سیم لوله ای برای قرارگیری سامانه گزینگر پرتون در فاصله ی یک متری چشمه برابر با ۲۶/۶ تسلا محاسبه شد.

#### ۵. قدردانی

نویسندگان مقاله از همکاری صمیمانه موسسه تحقیقاتی HZDR در سدن کشور آلمان تشکر و قدردانی می نمایند.

۶. مراجع

- [1] H. Baron, P. Pommier, V. Favrel, et. al A “one-day survey”: as a reliable estimation of the potential recruitment for proton-and carbon-ion therapy in France. *Radiother. Oncol.* 73 (2004) 15–17.
- [2] R. Mayer, U. Mock, R. Jager, I. Wedrich, et. al Epidemiological aspects of hadron therapy: a prospective nationwide study of the Austrian project MedAustron and the Austrian Society of Radiooncology (OEGRO). *Radiother. Oncol.* 73 (2004) 24–28.
- [3] M. Goitein, M. Jermann The relative costs of proton and X-ray radiation therapy. *Clin. Oncol.* 15 (2003) 37–50.
- [4] A. Garonna, U. Amaldi, R. Bonomi, et. al Cyclinac medical accelerators using pulsed ion sources. *J. Instrum.* 5 (2010).
- [5] V. Malka, J. Faure, Y. Gauduel, et. al Principles and applications of compact laser-plasma accelerators. *Nat. Phys.* 4 (2008) 447–453.
- [6] K. Ledingham, W. Galster Laser-driven particle and photon beams and some applications. *New J. Phys.* 12 (2010) 45-50.
- [7] H. Daido, M. Nishiuchi, A. Pirozhkov Review of laser-driven ion sources and their applications. *Rep. Prog. Phys.* 75 (2012).
- [8] S. Bulanov, T. Esirkepov, et al Oncological hadrontherapy with laser ion accelerators *Phys. Lett. A.* 299 (2002) 240-247.
- [9] K. Hofmann, S. Schell, J. Wilkens Laser-driven beam lines for delivering intensity modulated radiation therapy with particle beams. *J. Biophotonics.* 5 (2012) 903–911.
- [10] A. Yogo, T. Maeda, T. Hori, et. al Measurement of relative biological effectiveness of protons in human cancer cells using a laser-driven quasimonoenergetic proton beamline. *Appl. Phys. Lett.* 98 (2011) 53-70.
- [11] P. Poole, L. Obst, G. Cochran, et. al Laser-driven ion acceleration via target normal sheath acceleration in the relativistic transparency regime. *New J. Phys.* 20 (2018) 13-19.
- [12] J. Bin, K. Allinger, W. Assmann, et. al A laser driven nano second proton source for radiobiological studies. *Appl. Phys. Lett.* 101 (2012).
- [13] V. Scuderi, S. Bijan Jia, M. Carpinelli, et. al, Development of an energy selector system for laser-driven proton beam applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 740 (2014) 87–93.
- [14] I. Hofmann, J. Meyer, X. Yan, et. al Collection and focusing of laser accelerated ion beams for therapy applications. *Phys. Rev. ST Accel. Beams.* 14 (2011).
- [15] I. Hofmann, J. Meyer, X. Yan, et. al Chromatic energy filter and characterization of laser-accelerated proton beams for particle therapy. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A.* 681 (2012) 44-54.
- [16] J. Bin, K. Allinger, K. Khrennikov, et. al Dynamics of laser-driven proton acceleration exhibited by measured laser absorptivity and reflectivity. *Scientific Reports.* 7 (2018) 35-48.
- [17] M. Pia The Geant4 Toolkit: simulation capabilities and application results. *Nuclear Physics B - Proceedings Supplements.* 125 (2003) 60-68.