



Research Paper

Investigating the Effect of Magnetic Field on Radiation Dose Distribution in Radiotherapy using Photon and Electron Beams of Linear Therapeutic Accelerators

Morteza Hashemizadeh¹, Mansour Zabihzadeh^{1, 2, 3}, Hojatollah Shahbazian³, Jafar Fatahi-Asl⁴, Marziyeh Reshadatian¹

1. Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2. Cancer Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3. Department of Clinical Oncology, School of Medicine, Golestan Hospital, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

4. Department of Radiology Technology, School of Allied Medical Sciences, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

Use your device to scan
and read the article online

Citation Hashemizadeh M, Zabihzadeh M, Shahbazian H, Fatahi-Asl J, Reshadatian M. [Investigating the Effect of Magnetic Field on Radiation Dose Distribution in Radiotherapy using Photon and Electron Beams of Linear Therapeutic Accelerators (Persian)]. *Jundishapur Scientific Medical Journal*. 2023; 22(4):425-437. 10.32592/JSMJ.22.3.425

<https://doi.org/10.32592/JSMJ.22.3.425>

ABSTRACT

Background and Objectives Magnetic fields can be used in radiation therapy to reduce electron contamination and improve dose delivery accuracy. MRIgRT systems use magnetic fields to track the position of the tumor during treatment and precisely deliver the dose from electron beams to the tumor, which will lead to improved treatment outcomes and reduced side effects.

Subjects and Methods The MCNP 6.1 Monte Carlo code was used to simulate the Varian 2100 C/D LINAC in both photon and electron modes. Percentage depth dose curves, dose profiles, and the fluence of contaminating electrons and photons were calculated. Dose profile penumbra and dose differences were calculated for different modes. In the second phase of the study, a constant 1.5 Tesla longitudinal magnetic field was applied to a water phantom that was aligned with the direction of the radiation beam.

Results The MD reduced the surface dose by 8.3% and the dose profile penumbra by 5.6% at the surface of the water phantom. The MD removes all contaminating electrons from the radiation field without affecting the number of photons. The application of a 1.5 Tesla longitudinal magnetic field increased the dose by 4% in the maximum dose depth region and reduced the penumbra by 20% and the off-axis dose by 57% at the same depth.

Conclusion The MD reduces surface dose, off-axis dose, and dose profile penumbra. The longitudinal magnetic field reduces penumbra and off-axis dose in electron beams.

Keywords Dose distribution, Magnetic field, MR-LINAC, Radiotherapy

Received: 19 Nov 2023

Accepted: 10 Dec 2023

Available Online: 19 Feb 2024

*** Corresponding Author:****Mansour Zabihzadeh****Address:** Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Golestan Blvd., Ahvaz 61357-33118, Iran.**Tel:** +98 9125032283**E-Mail:** manzabih@gmail.com

Extended Abstract

Introduction

Radiotherapy is a fundamental cancer treatment utilizing ionizing radiation such as photons and electrons. It seeks to eradicate cancer cells while minimizing harm to surrounding healthy tissues. Precision in delivering radiation dose to the target area is vital for effective treatment.

One challenge in radiotherapy is electron contamination, where charged electrons in photon beams can increase skin dose and harm surrounding tissues. Factors contributing to this include flattening filter, air gap, and ionization chamber. Magnetic fields effectively reduce electron contamination by deflecting electrons, preventing them from reaching healthy tissues. Studies show a 90% reduction in contamination and a 20% decrease in skin dose with a magnetic deflector (MD).

Recent research focuses on developing systems that integrate electron radiation with magnetic resonance imaging (MRI), known as MRI-guided Radiation Therapy (MRIgRT). These systems offer advantages, allowing precise tumor tracking and optimized dose planning. Magnetic fields guide electron radiation, which will lead to enhanced accuracy and reducing side effects. However, limited research has been conducted on longitudinal magnetic fields in electron therapies.

The application of magnetic fields in radiotherapy holds significant potential for improving treatment outcomes and reducing side effects. Ongoing research is expected to broaden the future applications of magnetic fields in radiotherapy. Therefore, this study aims to investigate the application and effects of magnetic fields on dosimetric parameters using Monte Carlo simulation, focusing on reducing electron contamination and applying longitudinal magnetic fields in electron beams.

Methods

The study employed the Monte Carlo MCNP code version 6.1.0 to simulate the Varian 2100 C/D Linear Accelerator (LINAC) in both photon (18 MV) and electron (9 MeV) modes. The LINAC components, such as the electron source, target, primary collimator, vacuum window, flattening filter (for photon mode), scattering foil (for electron mode), ionization chamber housing, mirror, and secondary collimator were meticulously simulated. Dosimetric data were calculated for a source-to-surface distance (SSD) of 100 cm and a field size of 10×10 cm², with electron and photon energy cut-offs set at 0.5 and 0.01 MeV, respectively. To ensure accuracy (<2% relative error), a billion initial electrons were used for flux and absorbed dose calculations. Dosimetric calculations were conducted with voxel dimensions of $2 \times 2 \times 2$ mm³ to compute percentage depth dose (PDD) curves and dose profiles in a water phantom ($50 \times 50 \times 50$ cm³). To calculate

the dosimetric parameters caused by applying the longitudinal magnetic field in the water phantom as a result of electron radiation, the PDD and the dose profile were calculated for each MC program.

The study also incorporated magnetic fields using MCNP 6.1.0, applying a constant 1 Tesla magnetic field under the LINAC's secondary collimators to eliminate the contaminating electrons. Subsequently, a 1.5 Tesla longitudinal magnetic field was applied to the water phantom in alignment with the radiation beam direction.

The analysis involved calculating penumbra and dose differences using specified equations. Origin 2021 software was employed in plotting curves and figures, with PDD curves normalized to the central axis dose for the standard reference field, and dose profiles normalized at each depth to the central axis dose.

Results

The study investigated the impact of a MD on reducing electron contamination in 18 MV photon radiation and the effects of a longitudinal 1.5 Tesla magnetic field on 9 MeV electron radiation.

In the 18 MV photon scenario, PDD curves were analyzed for a 10×10 cm² field at SSD=100 cm. The MD usage resulted in an 8.3% surface dose reduction, with a partial dose reduction in the build-up region and no alteration in dmax in the standard flattening filter (FF) condition. Absorbed dose profiles at the phantom surface revealed a 5.6% penumbra reduction with MD, and off-axis doses at 6.5 cm were decreased by 6.5%. The MD showed significant effectiveness in reducing electron contamination without impacting photon quantity, as evident in the energy spectra.

For 9 MeV electron radiation with a longitudinal 1.5 Tesla magnetic field, PDD curves displayed a 4% dose increase at the maximum dose depth, particularly in the build-up region. Absorbed dose profiles indicated a 20% reduction in penumbra at the maximum dose depth and a substantial 57% decrease in off-axis dose at 6.5 cm depth. The findings suggest that the longitudinal magnetic field effectively influences the dose distribution in electron radiation.

Conclusion

The study employed a Monte Carlo model to precisely analyze dosimetric parameters for an 18 MV-Varian LINAC with a MD. The MD implementation effectively reduced surface and off-axis doses by eliminating contaminated electrons, and maintaining photon output integrity. This reduction extended up to the build-up region, showcasing MD's efficacy in dose optimization. Furthermore, MD showed marginal effects on decreasing flatness and penumbra in surface dose profiles.

The investigation expanded to dosimetric parameters for electron beams in the presence of a longitudinal magnetic field, unveiling the substantial impact of Lorentz force on particle trajectory. When the initial particle velocity exhibited a component perpendicular to the magnetic field, the Lorentz force induced a helical motion of electrons around the magnetic field axis. As a result, laterally scattered electrons moved parallel to the magnetic field, leading to decreased penumbra and off-axis dose. Simultaneously, the surface dose increased due to the longitudinal magnetic field configuration. These findings highlight the potential of magnetic fields in optimizing dosimetry for radiotherapy applications.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The current research was approved by the Research Ethics Committee of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences (Ref. ID: IR.AJUMS.MEDICINE.REC.1402.012).

Funding

There are no financial disclosures and funding/support.

Authors contributions

Conceptualization, methodology: Mansour Zabihzadeh ;
Supervision, data curation, software, and initial draft preparation :Morteza Hashemizadeh and Mansour zabihzadeh;
Writing, review & editing: Mansour Zabihzadeh, Morteza Hashemizadeh, Hojatollah Shahbazian, Jafar Fatahi-Asl, Marziyeh Reshadatian ;
Final approval: All authors.

Conflicts of interest

There is no conflict of interest.

Acknowledgements

This study was a part of the MSc thesis written by Morteza Hashemizadeh. This research was funded by the Vice-Chancellor for Research Affairs of Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences (Grant No. CRC-0210).

مقاله پژوهشی

بررسی تأثیر میدان مغناطیسی بر توزیع دُز تشعشعی در رادیوتراپی با استفاده از باریکه‌های فوتونی و الکترونی شتاب‌دهنده‌های خطی درمانی

مرتضی هاشمی زاده^۱، منصور ذبیح زاده^{۲،۳،۴}، حجت اله شهبازیان^۳، جعفر فتاحی اصل^۴، مرضیه رشادتیان^۱

۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۲. مرکز تحقیقات سرطان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۳. گروه آنکولوژی بالینی، دانشکده‌ی پزشکی، بیمارستان گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

۴. گروه تکنولوژی پرتوشناسی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، اهواز، ایران.

Use your device to scan
and read the article online**Citation** Hashemizadeh M, Zabihzadeh M, Shahbazian H, Fatahi-Asl J, Reshadatian M. [Investigating the Effect of Magnetic Field on Radiation Dose Distribution in Radiotherapy using Photon and Electron Beams of Linear Therapeutic Accelerators (Persian)]. *Jundishapur Scientific Medical Journal*. 2023; 22(4):425-437. 10.32592/JSMJ.22.3.425 <https://doi.org/10.32592/JSMJ.22.3.425>

چکیده



زمینه و هدف: میدان‌های مغناطیسی می‌توانند در پرتودرمانی، برای کاهش آلودگی الکترونی و بهبود دقت تحویل دُز به کار روند. همچنین، سیستم‌های MRIgRT با استفاده از میدان‌های مغناطیسی، موقعیت تومور را در طول درمان ردیابی می‌کنند و دُز ناشی از پرتوهای الکترونی را به‌طور دقیق به‌سمت تومور هدایت می‌کنند که به بهبود نتایج درمان و کاهش عوارض جانبی منجر می‌شود.

روش بررسی: از کد مونت کارلو MCNP 6.1 برای شبیه‌سازی LINAC Varian 2100 C/D در دو حالت فوتونی و الکترونی استفاده شد. منحنی‌های درصد دُز عمقی، پروفایل‌های دُز و شار الکترون‌های آلوده‌کننده و فوتون محاسبه شد. نیم‌سایه‌ی پروفایل دُز و اختلاف دُز برای حالت‌های مختلف محاسبه شدند. همچنین، در بخش دوم مطالعه، میدان مغناطیسی طولی ثابت ۱/۵ تسلا به فانتوم آب اعمال شد که با جهت پرتو تابش مطابقت دارد.

یافته‌ها: منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD) باعث کاهش ۸/۳ درصد از دُز سطح و ۶/۵ درصد از نیم‌سایه‌ی دُز پروفایل در سطح فانتوم آب شد. منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی تمام الکترون‌های آلوده‌ی موجود در سر دستگاه را در میدان تابشی حذف می‌کند، بدون اینکه هیچ تأثیری بر تعداد فوتون‌ها بگذارد. اعمال میدان مغناطیسی طولی ۱/۵ تسلا باعث افزایش ۴ درصدی دُز در ناحیه‌ی عمق دُز حداکثر و کاهش ۲۰ درصدی نیم‌سایه و ۵۷ درصدی دُز خارج از محور در عمق دُز بیشینه شد.

نتیجه‌گیری: منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی باعث کاهش دُز سطحی، دُز خارج از محور و نیم‌سایه‌ی پروفایل‌های دُز سطحی می‌شود. میدان مغناطیسی طولی باعث کاهش نیم‌سایه و دُز خارج از محور در پرتوهای الکترونی شد.

کلیدواژه‌ها: میدان مغناطیسی، رادیوتراپی، MR-LINAC، توزیع دُز

تاریخ دریافت: ۲۸ آبان ۱۴۰۲

تاریخ پذیرش: ۱۹ آذر ۱۴۰۲

تاریخ انتشار: ۳۰ دی ۱۴۰۲

نویسنده مسئول:

منصور ذبیح زاده

نشانی: ایران، اهواز، بلوار گلستان، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی.

تلفن: +۹۸۹۱۲۵۰۳۳۲۸۳

رایانامه: manzabih@gmail.com

مقدمه

مهمی ایفا کنند. تصاویر برخط ناشی از میدان‌های مغناطیسی در این سیستم می‌توانند برای هدایت و تحویل دُز ناشی از پرتوهای الکترونی به سمت تومور به کار روند. این امر می‌تواند دقت تحویل دُز را بهبود بخشد و به کاهش عوارض جانبی کمک کند [۱۰].

تاکنون، تحقیقات کافی در خصوص تأثیرات میدان‌های مغناطیسی طولی در درمان‌های الکترونی انجام نشده است. مطالعات اولیه در این زمینه عمدتاً به استفاده از میدان‌های مغناطیسی عرضی محدود شده است.

در سال ۱۹۸۵، Weinhaus شبیه‌سازی‌هایی با استفاده از دستگاه‌های مغناطیسی مختلف نصب‌شده در اطراف فانتوم آب انجام داد. این دستگاه‌ها گرادیان‌های قوی ایجاد می‌کردند و ویژگی‌های پرتو الکترونی را قبل از ورود به فانتوم تغییر می‌دادند [۱۳]. Bielajew در سال ۱۹۹۳، شبیه‌سازی‌هایی را با استفاده از پرتوهای مدادی در داخل میدان‌های مغناطیسی یکنواخت انجام داد. این شبیه‌سازی‌ها نشان داد که میدان‌های مغناطیسی می‌توانند باعث کاهش و بهبود محدوده‌ی نیم‌سایه شوند [۱۴]. Litzenberg در سال ۲۰۰۱، آزمایش‌هایی با استفاده از یک آهنربای سلنوبیدی قوی و پرتوهای الکترونی دایره‌ای انجام داد. نتایج این آزمایش‌ها نشان داد که میدان‌های مغناطیسی طولی می‌توانند باعث تمرکز قابل ملاحظه‌ای از شعاع‌های الکترونی به سمت بالاتر شوند [۱۵]. Chen نیز در سال ۲۰۰۵، مطالعه‌ای از نوع شبیه‌سازی انجام داد که بر اساس کار لیتزنبرگ بود. نتایج این مطالعه نشان داد که بهبود دُز در پرتوهای الکترونی تحت تأثیر میدان‌های مغناطیسی طولی، با تمرکز پرتوهای بیرونی مرتبط است [۱۶]. همچنین، آقای Andrei Ghila و همکاران به بررسی تأثیرات میدان مغناطیسی طولی در تابش‌های فوتونی پرداخته‌اند و نتایج خود را گزارش داده‌اند [۱۷].

در نتیجه، کاربرد میدان‌های مغناطیسی در پرتودرمانی پتانسیل بالایی برای بهبود نتایج درمان و کاهش عوارض جانبی دارد. تحقیقات در زمینه‌ی کاربرد میدان‌های مغناطیسی در پرتودرمانی ادامه دارد و انتظار می‌رود که این کاربردها در آینده گسترش یابد.

هدف از این مطالعه بررسی کاربرد میدان مغناطیسی و اثرهای آن بر پارامترهای دُزیمتری با استفاده از کد شبیه‌سازی مونت کارلو در دو قسمت مجزا است:

الف: بررسی پارامترهای دُزیمتری ناشی از کاهش آلودگی‌های الکترونی سر دستگاه شتاب‌دهنده‌ی ۱۸ MV به وسیله‌ی منحرف‌کننده‌ی میدان مغناطیسی؛

ب: بررسی پارامترهای دُزیمتری ناشی از اعمال میدان مغناطیسی طولی بر فانتوم در تابش‌های الکترونی ۹ MeV.

پرتودرمانی یکی از روش‌های اصلی درمان سرطان است که در آن، با استفاده از پرتوهای یونیزه‌کننده، مانند فوتون‌ها و الکترون‌ها، سلول‌های سرطانی را از بین می‌برند. برای درمان مؤثر سرطان، دُز ناشی از پرتوها باید به‌طور دقیق به منطقه‌ی هدف تحویل داده شود، درحالی‌که باید از آسیب به بافت‌های سالم اطراف جلوگیری شود [۱، ۲].

آلودگی الکترونی

یکی از چالش‌های پرتودرمانی آلودگی الکترونی است. آلودگی الکترونی به حضور الکترون‌های باردار در پرتوهای فوتون اشاره دارد. این الکترون‌ها می‌توانند به افزایش دُز پوست منجر شوند و به بافت‌های سالم اطراف آسیب برسانند و باعث عوارض جانبی پرتودرمانی شوند [۳].

عوامل مختلفی می‌توانند باعث آلودگی الکترونی شوند؛ از جمله فیلتر تخت‌کننده (FF) [۴]، حجم هوا بین فانتوم و سر دستگاه شتاب‌دهنده [۵] و اتاقک یونیزان و آینه [۶].

کاهش آلودگی الکترونی با میدان مغناطیسی

میدان‌های مغناطیسی می‌توانند برای کاهش آلودگی الکترونی به کار روند. میدان‌های مغناطیسی می‌توانند الکترون‌های آلوده را منحرف کنند و از رسیدن آن‌ها به بافت‌های سالم جلوگیری کنند [۹-۷].

مطالعات نشان داده‌اند که میدان‌های مغناطیسی می‌توانند به‌طور مؤثر، آلودگی الکترونی را کاهش دهند؛ به‌عنوان مثال، مطالعه‌ای نشان داد که استفاده از منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی می‌تواند آلودگی الکترونی را تا ۹۰ درصد و دُز پوست را تا ۲۰ درصد کاهش دهد [۷].

توسعه‌ی سیستم‌های تشعشع الکترونی با ترکیب اسکنر مغناطیسی (MR)

در سال‌های اخیر، تحقیقات زیادی در زمینه‌ی توسعه‌ی سیستم‌های تشعشع الکترونی با ترکیب اسکنر مغناطیسی (MR) انجام شده است. این سیستم‌ها سیستم‌های MR-guided Radiation Therapy (MRIGRT) شناخته می‌شوند [۱۰].

MRIGRT مزایای زیادی نسبت به روش‌های سنتی پرتودرمانی دارد. MRIGRT می‌تواند به‌طور دقیق، موقعیت تومور را در طول درمان ردیابی کند و بهینه‌سازی برنامه‌ریزی دُز را فراهم کند. این امر می‌تواند به بهبود نتایج درمان و کاهش عوارض جانبی کمک کند [۱۱-۱۲].

میدان‌های مغناطیسی می‌توانند در توسعه‌ی سیستم‌های MRIGRT نقش

جندی شاپور

در این مطالعه، برای شبیه‌سازی منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی، میدان مغناطیسی ثابت ۱ T (تسلا) در فضای $15 \times 15 \times 10$ سانتی‌مترمکعب زیر کولیماتورهای ثانویه‌ی سر دستگاه LINAC برای حذف الکترون‌های آلوده‌کننده از میدان تابش اعمال شد. همچنین، در گام بعد، میدان مغناطیسی طولی ثابت $1/5$ T (تسلا) به فانتوم آب اعمال شد که با جهت پرتو تابش مطابقت دارد.

محاسبات دُز در حالت‌های مختلف

در این مطالعه، ابعاد وکسل در $2 \times 2 \times 2$ میلی‌مترمربع تنظیم شد تا منحنی‌های PDD و پروفیل‌های دُز را در فانتوم آب ($50 \times 50 \times 50$ سانتی‌مترمکعب) محاسبه کند. انرژی‌های قطع فوتون و الکترون به ترتیب $0/1$ و $0/5$ مگاولت و $0/5$ مگاولت تنظیم شدند. برای کاهش خطاهای محاسبات، از هیچ‌گونه پراکندگی Rayleigh و سایر اجبارهای تعامل فوتون استفاده نشد. برای محاسبات کاهش آلودگی الکترونی با منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی، دُز پروفایل در سطح فانتوم آب محاسبه شد. همچنین، شار الکترون‌های آلوده‌کننده و فوتون در هر مگاولت به‌ازای هر الکترون اولیه روی هدف LINAC (با بازه‌ی انرژی $0/1$ مگاولت) در وکسل $10 \times 10 \times 10/1$ سانتی‌مترمکعب در سطح جلوی فانتوم آب و خارج از آن بررسی شد. برای محاسبه‌ی پارامترهای دُزیمتری ناشی از اعمال میدان مغناطیسی طولی در فانتوم آب در اثر تابش الکترونی، درصد دُز عمق (PDD) و پروفایل دُز برای هر برنامه‌ی MC محاسبه شد. پروفایل‌های دُز در عمق $1/1$ ، $1/5$ و $2/5$ سانتی‌متر محاسبه شدند.

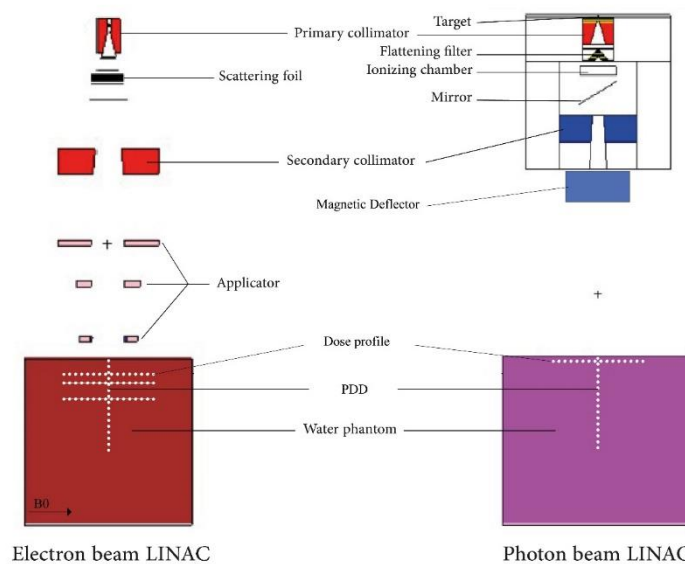
روش بررسی

شبیه‌سازی سر دستگاه شتاب‌دهنده‌ی خطی (LINAC)

از کد مونت کارلو MCNP نسخه‌ی ۶،۱،۰ برای شبیه‌سازی Varian LINAC C/D 2100 در دو حالت فوتونی و الکترونی برای پرتو فوتون $18MV$ و پرتو الکترونی $9 MeV$ استفاده شد. همان‌طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، تمام اجزای LINAC، مانند منبع الکترون، هدف، کولیماتور اولیه، پنجره‌ی خلأ، فیلترهای تخت‌کننده (برای حالت فوتونی)، scattering foil (برای حالت الکترونی)، محفظه‌ی یونیزاسیون، آینه و کولیماتور ثانویه توسط MCNP (نسخه‌ی ۶،۱،۰) به‌طور دقیق شبیه‌سازی شدند. داده‌های دُزیمتری برای SSD برابر با 100 سانتی‌متر و اندازه‌ی میدان 10×10 سانتی‌متر مربع محاسبه شد. قطع انرژی الکترون و فوتون به ترتیب $0/5$ و $0/1$ مگاولت بود. برای رسیدن به خطای نسبی قابل قبول (> 2 درصد)، از یک میلیارد الکترون اولیه برای محاسبه‌ی شار و دُز جذبی شده استفاده شد.

شبیه‌سازی و اعمال میدان مغناطیسی

اخیراً، MCNP 6.1.0 امکان اعمال میدان مغناطیسی در هندسه‌ی مشخص‌شده و انتقال ذرات در آن را با استفاده از تکنیک‌های یکپارچه‌سازی عددی (numerical integration) فراهم می‌کند. جزئیات بیشتر درباره‌ی انتقال MC ذرات باردار در حضور میدان مغناطیسی را می‌توان در انواع مقالات یافت [۱۸-۲۰].



شکل ۱. موقعیت اجزای سر دستگاه LINAC واریان C/D 2100 در دو حالت فوتونی و الکترونی، فانتوم، منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی (Magnetic deflector) و شماتیک موقعیت درصد دُز عمقی و پروفایل دُز جذبی در فانتوم

آنالیز نتایج

نیم‌سایه‌ی پروفایل دُز و اختلاف دُز برای حالت‌های مختلف با معادلات (۱) و (۲) به ترتیب محاسبه شد.

$$Penumbra (mm) = d_{80} - d_{20} \quad (1)$$

$$Dose\ difference\ (\%) = \frac{D_2 - D_1}{D_1} \times 100 \quad (2)$$

که در آن، d_{20} و d_{80} در محاسبه‌ی نیم‌سایه به ترتیب عمق پروفایل دُز ۸۰ درصد و ۲۰ درصد هستند. دُزهای موجود در D_2 و D_1 برای تعیین اختلاف دُز در حالت‌های مختلف مقایسه شدند.

حداکثر خطای نسبی محاسبه کمتر از ۲ درصد بود. از نرم‌افزار Origin 2021 برای ترسیم منحنی‌ها و شکل‌ها استفاده شد. تمام داده‌های مربوط به منحنی‌های PDD به حداکثر دُز فانتوم آب در محور مرکزی پرتو حالت استاندارد نرمال شدند. در مقابل، برای پروفایل‌های دُز، داده‌ها به دُز محور مرکزی در هر عمق دُز پروفایل نرمال شدند.

یافته‌ها

کاهش آلودگی الکترونی در تابش فوتونی ۱۸ MV به وسیله‌ی منحرّف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD)

درصد دُز عمقی

منحنی‌های PDD در محور پرتو مرکزی در فانتوم آب برای اندازه‌ی

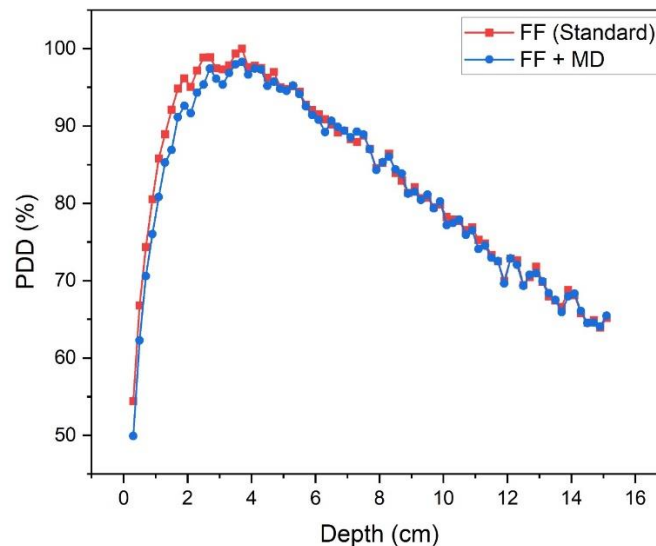
میدان 10×10 سانتی‌متر مربع در $SSD=100$ سانتی‌متر بررسی شدند. همه‌ی منحنی‌های PDD در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. همه‌ی منحنی‌ها به حداکثر دُز عمق حالت FF استاندارد شدند. مقادیر PDD در عمق ۱۰ سانتی‌متر (D_{10})، عمق دُز حداکثر (d_{max}) و دُز سطح (D_0) در جدول ۱ جمع‌آوری شده است. استفاده از منحرّف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD) باعث کاهش ۸/۳ درصد از دُز سطح شد. استفاده از MD در مقایسه با حالت استاندارد به کاهش جزئی دُز در ناحیه‌ی Build-up منجر می‌شود. MD عمق دُز حداکثر را در حالت FF تغییر نمی‌دهد.

جدول ۱. درصد دُز عمق در سطح (D_0)، در عمق ۱۰ سانتی‌متری (D_{10}) و عمق بیشینه‌ی دُز (d_{max}) برای سناریوهای مختلف بیان شده است. همه‌ی دُزها بر اساس حداکثر دُز در محور مرکزی پرتو از حالت استاندارد (FF) نرمال شدند.

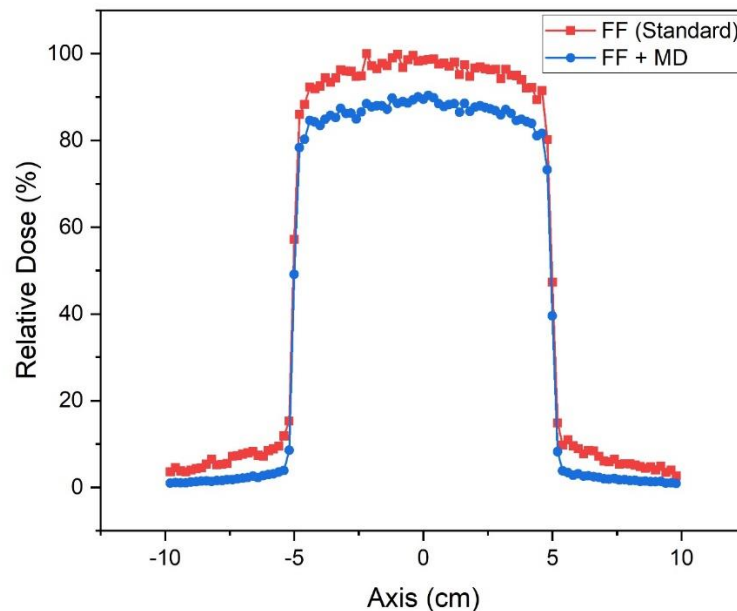
شرایط	D_0 (%)	D_{10} (%)	d_{max} (cm)
استاندارد	۵۴/۴	۷۹/۸	۳/۷
منحرّف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD)	۴۹/۹	۸۰/۲	۳/۷

پروفایل دُز جذبی

پروفایل دُز جذبی در سطح فانتوم (عمق ۳ میلی‌متر) با قدرت تفکیک ۲ میلی‌متر محاسبه شد. مشخصات پروفایل دُز جانبی به‌طور معمول در عمق ۱۰ سانتی‌متر اندازه‌گیری می‌شود. باین‌حال، در این مطالعه‌ی خاص، هدف اصلی بررسی تأثیر الکترون‌های آلوده بر سطح فانتوم است؛ بنابراین، پروفایل دُز جذبی در عمق کم گزارش می‌شود. پروفایل دُز جذبی آن در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۲. نمودار درصد دُز عمقی فوتون ۱۸ MV در حالت استاندارد با فیلتر تخت‌کننده (FF) و با استفاده از منحرّف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD)



شکل ۳. نمودار پروفایل دُز جذبی نسبی فوتون ۱۸ MV در حالت استاندارد با فیلتر تخت‌کننده (FF) و با استفاده از منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD)

جدول ۳. انرژی متوسط، انرژی شارش حداکثر و شارش کل فوتون‌ها در سناریوهای مختلف

شرایط	Average energy (MeV)	Energy of maximum fluence (MeV)	Total fluence ($\times 10^{-4}$) *
استاندارد	۴/۱۹	۰/۶	۱/۴۹
MD	۴/۱۹	۰/۶	۱/۴۹

* واحد شارش تعداد فوتون بر سانتی‌متر مربع بر ذره است.

جدول ۴. انرژی متوسط، انرژی شارش حداکثر و شارش کل الکترون‌های آلوده در سناریوهای مختلف

شرایط	Average energy (MeV)	Energy of maximum fluence (MeV)	Total fluence ($\times 10^{-4}$) *
استاندارد	۵/۵	۱/۶	۳۷/۶
MD	۰/۰	۰/۰	۰/۰

منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD) باعث کاهش ۶/۵ درصد از نیم‌سایه‌ی دُز پروفایل نسبت به حالت استاندارد شد. طبق جدول ۲، کاهش قابل توجهی در flatness در حالت FF وجود ندارد. دُز خارج از محور تغییرات زیادی را متحمل شده است، همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است. MD حذف الکترون‌های آلوده‌کننده، دُز خارج از محور را کاهش می‌دهد. MD دُز خارج از محور را در فاصله‌ی ۶ سانتی‌متری به میزان ۶/۵ درصد نسبت به حالت FF استاندارد کاهش می‌دهد.

جدول ۲. نیم‌سایه، Un-flatness و دُز خارج از محور برای سناریوهای مختلف از پروفایل‌های دُز سطحی در فانتوم آب محاسبه شد.

شرایط	Off-axis dose (%)	Un-flatness (%)	Penumbra (mm)
استاندارد	۹/۰۶	۳/۳۳	۳/۳۸
MD	۳/۱۹	۳/۱۵	۳/۱۶

طیف انرژی فوتون و الکترون‌های آلوده

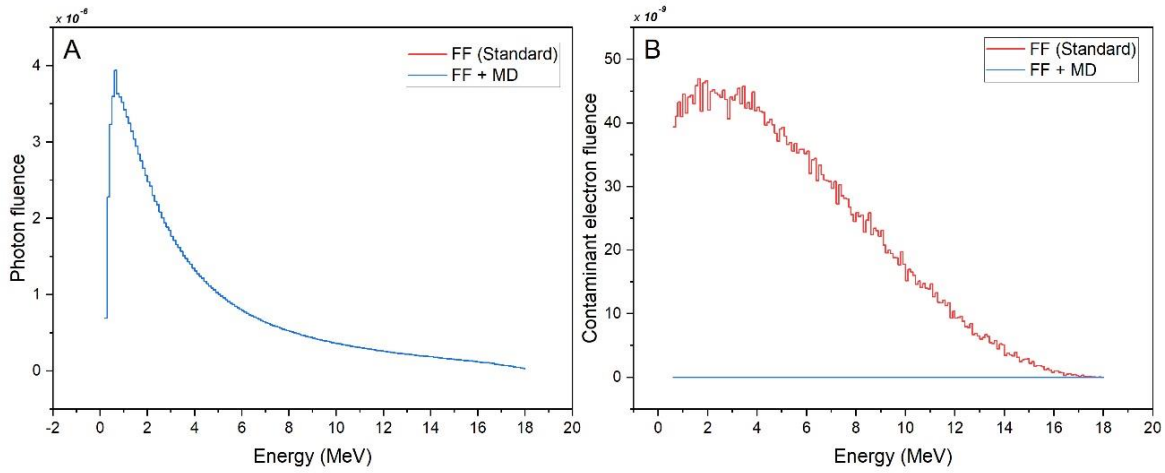
طیف فوتون و الکترون آلوده در SSD برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر محاسبه شد و در شکل ۴ نشان داده شده است. میانگین انرژی، انرژی بیشینه‌ی شار، کل تابش فوتون و الکترون‌های آلوده در سطح فانتوم به‌ترتیب در جداول ۳ و ۴ نشان داده شده است. MD تأثیر قابل توجهی در کاهش آلودگی الکترون داشت، به‌طوری که تمام الکترون‌های آلوده‌ی موجود در سر دستگاه را در میدان تابشی حذف کرد، بدون اینکه هیچ تأثیری بر تعداد فوتون‌ها بگذارد.

تابش الکترونی ۹ MeV در حضور میدان مغناطیسی طولی

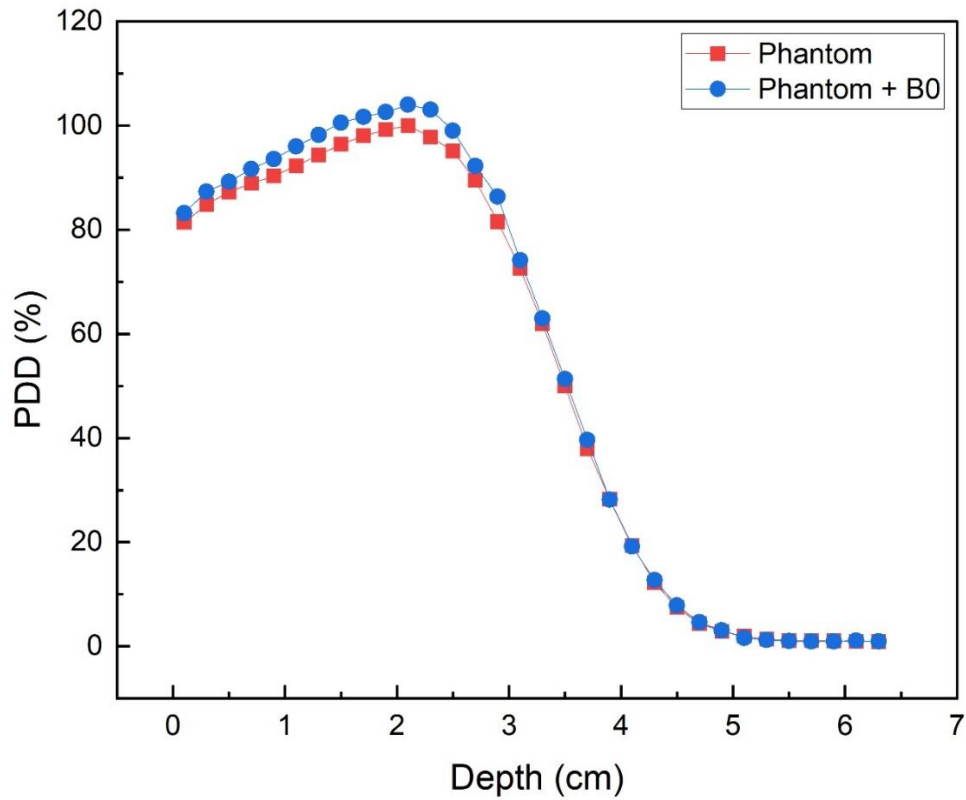
۱/۵ تسلا

درصد دُز عمقی

در بررسی نمودارهای PDD (شکل ۵)، حدود ۴ درصد افزایش دُز در ناحیه‌ی عمق دُز حداکثر به‌دلیل اعمال میدان مغناطیسی طولی (۱/۵ تسلا) مشاهده شد. افزایش دُز مشاهده‌شده به‌خصوص در ناحیه‌ی Build-up مشهود است.



شکل ۴. نمودار طیف انرژی (الف) الکترون‌های آلوده و (ب) فوتون‌های ورودی به فانتوم آب در تابش فوتونی ۱۸ MV در حالت استاندارد با فیلتر تخت‌کننده (FF) و با استفاده از منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی (MD)



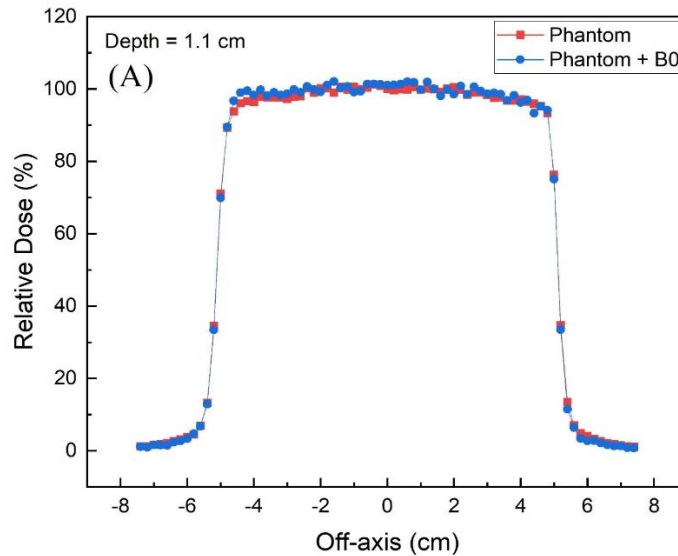
شکل ۵. نمودار درصد دُز عمقی تابش الکترونی ۹ MeV در حضور و نبود میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا (B0)

جنیدی شاپور

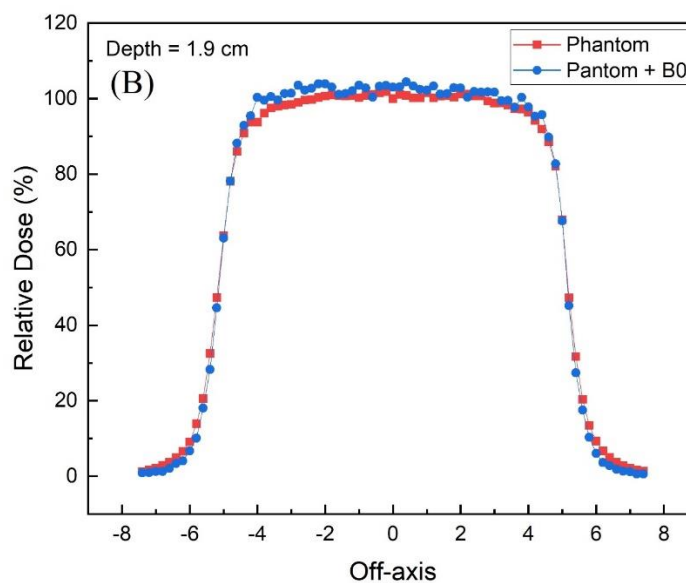
سانتی‌متر) ۲۰ درصد (۱/۲ میلی‌متر به ۱ میلی‌متر) کاهش می‌یابد. به دلیل اعمال میدان مغناطیسی طولی، دُز خارج از محور در فاصله‌ی ۶/۵ سانتی‌متر در همان عمق به میزان ۵۷ درصد (۷/۵۷ درصد به ۳/۲۵ درصد) کاهش یافت.

پروفایل دُز جذبی

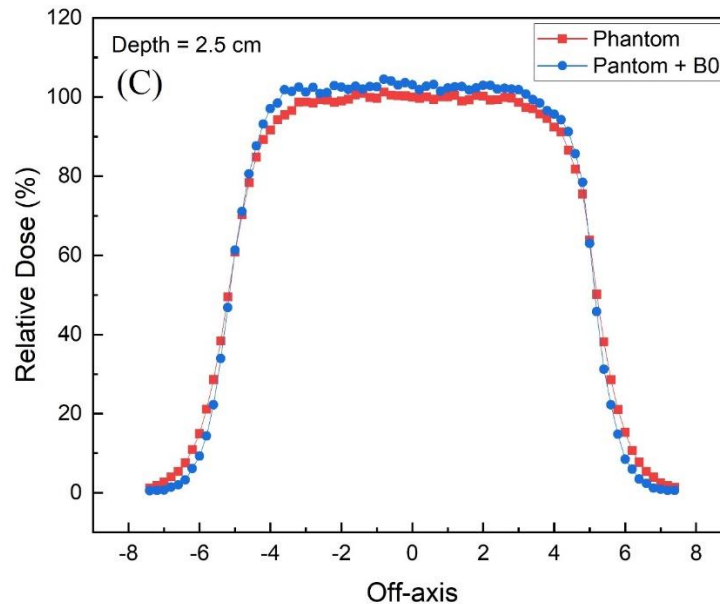
تمام پروفایل‌های دُز در اعماق مختلف در شکل ۶ نشان داده شده است. با استفاده از میدان مغناطیسی طولی، نیم‌سایه در عمق دُز بیشینه (۲/۵



شکل ۶ (A). نمودار پروفایل دُز جذبی نسبی تابش الکترونی ۹ MeV در حضور و نبود میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا (B0) در عمق‌های (الف) ۱/۱ سانتی‌متری، (ب) ۱/۹ سانتی‌متری و (ج) ۲/۵ سانتی‌متری



شکل ۶ (B). نمودار پروفایل دُز جذبی نسبی تابش الکترونی ۹ MeV در حضور و نبود میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا (B0) در عمق‌های (الف) ۱/۱ سانتی‌متری، (ب) ۱/۹ سانتی‌متری و (ج) ۲/۵ سانتی‌متری



شکل ۶ (C). نمودار پروفایل دز جذبی نسبی تابش الکترونی ۹ MeV در حضور و نبود میدان مغناطیسی ۱/۵ تسلا (B0) در عمق‌های (الف) ۱/۱ سانتی‌متری، (ب) ۱/۹ سانتی‌متری و (ج) ۲/۵ سانتی‌متری

کاهش می‌دهد و در نتیجه، کاهش ۲۰ درصدی دز پوست برای اندازه‌ی میدان 10×10 سانتی‌متر برای پرتودرمانی فوتون ۶ مگا‌ولت ایجاد می‌کند (Y). این مطالعه نشان داد که استفاده از MD برای کاهش الکترون‌های آلوده، دز سطح را در هر حالت FF کاهش می‌دهد. در مقایسه با حالت استاندارد، این کاهش ۸/۳ درصد بوده است.

تأثیرات ناشی از اعمال میدان مغناطیسی طولی ۱/۵ تسلا بر فانتوم آب

زاویه‌ی بین جهت میدان مغناطیسی و سرعت اولیه‌ی یک ذره‌ی باردار نقش حیاتی در تعیین حرکت ذره ایفا می‌کند. هنگامی که یک ذره‌ی باردار از طریق میدان مغناطیسی حرکت می‌کند، نیروی لورنتس را عمود بر میدان مغناطیسی و سرعت ذره تجربه می‌کند. در نتیجه، حرکت ذره تحت تأثیر زاویه‌ی بین سرعت اولیه‌ی آن و جهت میدان مغناطیسی قرار می‌گیرد [۱۰-۲].

فرض کنید سرعت اولیه‌ی ذره موازی با میدان مغناطیسی باشد. در این صورت، نیروی لورنتس وارد بر ذره صفر خواهد بود و ذره بدون تغییر مسیر به حرکت مستقیم خود ادامه خواهد داد. باین‌حال، فرض کنید سرعت اولیه‌ی ذره دارای مؤلفه‌ای عمود بر میدان مغناطیسی باشد. در این صورت، نیروی لورنتس باعث می‌شود ذره در امتداد خطوط میدان مغناطیسی در

بحث

تأثیرات ناشی از کاهش آلودگی الکترونی

الکترون‌های آلوده می‌توانند توسط فعل و انفعالات پراکندگی غیرالاستیک فوتون‌های پرنرژی با اجزای مختلف سر دستگاه LINAC و مولکول‌های هوا بین سر دستگاه LINAC و سطح بدن بیمار ایجاد شود [۷]. این الکترون‌های آلوده دز برهم‌کنش، به‌ویژه دز سطح را افزایش می‌دهند. در کاربردهای بالینی، هنگام طراحی برنامه‌ی درمانی بهینه، این دز سطح افزایش‌یافته ممکن است رساندن دز تجویز شده به حجم هدف در عمق را به دلیل احتمال جذب دز غیرقابل قبول توسط پوست و بافت‌های سالم محدود کند [۱]. از جداول ۱ و ۴، داده‌های ما برای حالت FF نشان می‌دهد که اعمال منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی ۱ تسلا (MD) تمام الکترون‌ها را از پرتو خارج کرده و باعث کاهش ۸/۳ درصدی دز سطح شده است.

منحرف‌کننده‌های مغناطیسی از یک میدان مغناطیسی برای دست‌کاری ذرات باردار از طریق نیروی لورنتز، مانند الکترون‌های آلوده‌ی ایجاد شده در سر LINAC، استفاده می‌کنند. با منحرف کردن الکترون‌های آلوده از مسیر پرتو و بدن بیمار، دز پوست بیمار را می‌توان به‌طور قابل توجهی کاهش داد. Damrongkijudom et al (۲۰۰۶) نشان داد که استفاده از میدان مغناطیسی تعداد الکترون‌های آلوده را که به پوست بیمار می‌رسند،

جندی شاپور

مغناطیسی بدون تأثیر بر فوتون‌های خروجی با حذف الکترون‌های آلوده باعث کاهش دز سطحی تا ناحیه‌ی بیلداپ و دز خارج از محور می‌شود. همچنین، MD تأثیر کمی در کاهش ناصافی و نیم‌سایه‌ی پروفایل‌های دز سطحی دارد.

بررسی پارامترهای دزیمتری پرتوهای الکترونی در حضور میدان مغناطیسی طولانی نشان می‌دهد که نیروی لورنتس نقش مهمی در مسیر حرکت ذرات دارد. هنگامی که سرعت اولیه‌ی یک ذره دارای مؤلفه‌ی عمود بر میدان مغناطیسی باشد، نیروی لورنتس باعث می‌شود که الکترون در یک الگوی مارپیچی در اطراف محور میدان مغناطیسی حرکت کند. در نتیجه، الکترون‌هایی که به‌صورت جانبی پراکنده شده‌اند، در جهتی موازی با جهت میدان حرکت می‌کنند. بنابراین، به‌دلیل میدان مغناطیسی طولی، پنومبرا و دز خارج از محور کاهش یافت و همچنین، دز سطحی در این حالت افزایش می‌یابد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در این مطالعه، از هیچ حیوان یا انسانی استفاده نشده است.

حامی مالی

این تحقیق هیچ کمک مالی خاصی از هیچ سازمان تأمین مالی در بخش‌های عمومی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرد.

مشارکت نویسندگان

مفهوم سازی، روش شناسی: منصور ذبیح زاده؛

نظارت، گردآوری داده‌ها، نرم افزار و تهیه پیش نویس اولیه: مرتضی هاشمی زاده، منصور ذبیح زاده؛

نگارش، بررسی و ویرایش: منصور ذبیح زاده، حجت‌الله شهبازیان، جعفر فتاحی اصل، مرضیه رشادتیان؛

تایید نهایی: همه نویسندگان.

تعارض منافع

نویسندگان هیچ تضاد منافی برای اعلام ندارند.

تشکر و قدردانی

این مطالعه با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران (Grant No. CRC-0210) انجام شد.

یک مسیر دایره‌ای یا مارپیچی حرکت کند [۲۱]. هنگامی که یک مؤلفه‌ی عمود ظاهر می‌شود، مانند واگرایی یا پراکندگی پرتو، نیروی لورنتس باعث می‌شود که الکترون در یک الگوی مارپیچی در اطراف محور میدان مغناطیسی حرکت کند. بنابراین، میدان مغناطیسی طولی باعث می‌شود که الکترون‌های فانتوم پراکنده‌شده به‌صورت جانبی در جهتی موازی با جهت میدان حرکت کنند [۱۴].

در این سناریو، شعاع مداری الکترون‌های ثانویه با معادله‌ی زیر (۴) داده می‌شود که با شعاع ژيروسکوپی الکترون‌های ثانویه تحت شرایط میدان مغناطیسی عرضی متفاوت است.

$$r = \frac{m(v \sin \theta)}{eB} \quad (0 < \sin \theta < 1) \quad (4)$$

جایی که r شعاع ژيروسکوپی الکترون‌های ثانویه (متر)، m جرم الکترون (کیلوگرم)، v سرعت الکترون (متر بر ثانیه)، e بار الکتریکی الکترون، B چگالی شار مغناطیسی (تسلا) و θ زاویه‌ی برخورد الکترون‌های ثانویه در میدان مغناطیسی طولی است؛ شعاع ژيروسکوپی الکترون‌های ثانویه بسته به زاویه‌ی برخورد θ ، کوچک‌تر از شعاع مداری مسیر مارپیچی در میدان مغناطیسی طولی می‌شود.

هنگامی که الکترون‌های ثانویه به هر دو طرف پخش می‌شوند، هم‌گرا می‌شوند و دز را در نزدیکی محور پرتو افزایش می‌دهند. این هم‌گرایی «اثر تمرکز الکترون (EFE)» شناخته می‌شود و باعث کاهش گسترش الکترون‌های ثانویه به دور از میدان تابش و در نتیجه، کاهش نیم‌سایه می‌شود [۱۰]. اندازه‌گیری‌های واقعی [۱۴-۲۲-۲۳] افزایش دز در نزدیکی مرکز محور پرتو و کاهش نیم‌سایه را تأیید می‌کنند. این مطالعه نتایج مشابهی را گزارش می‌دهد؛ مانند افزایش دز به میزان ۵ درصد، به‌ویژه در ناحیه‌ی بیلداپ (شکل ۵) و کاهش نیم‌سایه به میزان ۲۰ درصد (شکل ۶).

درحالی‌که محدوده‌ی جابه‌جایی محدود الکترون‌ها مزیت دزیمتری نسبت به فوتون‌ها را فراهم می‌کند، نیم‌سایه‌ی وسیع پرتوهای الکترونی جلوگیری از آسیب به بافت نرمال اطراف ناحیه‌ی هدف را چالش‌برانگیز می‌کند. تحقیقات شبیه‌سازی‌شده با طرح‌های آهن‌ربایی نظری و پرتوهای الکترونی تک‌انرژی اولیه، کاهش نیم‌سایه‌ی دز الکترون را نشان داده است [۱۳، ۱۴]. این مطالعه همچنین، نشان می‌دهد که اعمال میدان مغناطیسی با کاهش الکترون‌های پراکنده‌ی جانبی (LSE) و افزایش EFE، دز خارج از محور را کاهش می‌دهد.

نتیجه‌گیری

مدل MC ما به‌درستی پارامترهای دزیمتری ۱۸ MV-Varian LINAC را با منحرف‌کننده‌ی مغناطیسی محاسبه کرد. استفاده از منحرف‌کننده‌ی

References

- [1] Semwal M. Khan's the physics of radiation therapy. 6th ed. Wolters Kluwer (India) Pvt. Ltd., New Delhi; 2020.P.134. [DOI: [10.4103/jmp.JMP_17_20](https://doi.org/10.4103/jmp.JMP_17_20)] [PMCID]
- [2] Kueng R, Oborn BM, Roberts NF, Causer T, Stampanoni MFM, Manser P, et al. Towards MR-guided electron therapy: Measurement and simulation of clinical electron beams in magnetic fields. *Physica Medica*. 2020;78:83-92. [DOI: [10.1016/j.ejmp.2020.09.001](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.09.001)] [PMID]
- [3] Parsai El, Shvydka D, Pearson D, Gopalakrishnan M, Feldmeier JJ. Surface and build-up region dose analysis for clinical radiotherapy photon beams. *Applied Radiation and Isotopes*. 2008;66(10):1438-42. [DOI: [10.1016/j.apradiso.2008.02.089](https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2008.02.089)] [PMID]
- [4] Mesbahi A, Mehnati P, Keshtkar A. A comparative Monte Carlo study on 6MV photon beam characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs. *International Journal of Radiation Research*. 2007;5(1):23-30. [Link]
- [5] Medina AL, Teijeiro A, Salvador F, Medal D, Vazquez J, Salgado M, et al. Comparison between TG-51 and TRS-398: electron contamination effect on photon beam-quality specification. *Physics in Medicine and Biology*. 2004;49(1):17-32. [DOI: [10.1088/0031-9155/49/1/002](https://doi.org/10.1088/0031-9155/49/1/002)] [PMID]
- [6] Yani S, Dirgayussa IGE, Rhani MF, Soh RCX, Haryanto F, Arif I. Monte Carlo study on electron contamination and output factors of small field dosimetry in 6 MV photon beam. *Smart Science*. 2016;4(2):87-94. [DOI: [10.1080/23080477.2016.1195609](https://doi.org/10.1080/23080477.2016.1195609)]
- [7] Damrongkijudom N, Oborn B, Butson M, Rosenfeld A. Measurement of magnetic fields produced by a "magnetic deflector" for the removal of electron contamination in radiotherapy. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2006;29(4):321-7. [DOI: [10.1007/BF03178398](https://doi.org/10.1007/BF03178398)] [PMID]
- [8] Zhu TC, Palta JR. Electron contamination in 8 and 18 MV photon beams. *Medical physics*. 1998;25(1):12-9. [DOI: [10.1118/1.598169](https://doi.org/10.1118/1.598169)] [PMID]
- [9] Sjögren R, Karlsson M. Electron contamination in clinical high energy photon beams. *Medical physics*. 1996;23(11):1873-81. [DOI: [10.1118/1.597750](https://doi.org/10.1118/1.597750)] [PMID]
- [10] Yano M, Araki F, Ohno T. Geant4 Monte Carlo investigation of the magnetic field effect on dose distributions in low-density regions in magnetic resonance image-guided radiation therapy. *Physica Medica*. 2019;68:17-34. [DOI: [10.1016/j.ejmp.2019.11.005](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2019.11.005)] [PMID]
- [11] Mutic S, Dempsey JF. The ViewRay System: Magnetic Resonance-Guided and Controlled Radiotherapy. *Seminars in Radiation Oncology*. 2014;24(3):196-9. [DOI: [10.1016/j.semradonc.2014.02.008](https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.008)] [PMID]
- [12] Roberts DA, Sandin C, Vesanen PT, Lee H, Hanson IM, Nill S, et al. Machine QA for the Elekta Unity system: A Report from the Elekta MR-linac consortium. *Medical physics*. 2021;48(5):e67-e85. [DOI: [10.1002/mp.14764](https://doi.org/10.1002/mp.14764)] [PMID] [PMCID]
- [13] Weinhaus MS, Nath R, Schulz RJ. Enhancement of electron beam dose distributions by longitudinal magnetic fields: Monte Carlo simulations and magnet system optimization. *Medical physics*. 1985;12(5):598-603. [DOI: [10.1118/1.595681](https://doi.org/10.1118/1.595681)] [PMID]
- [14] Bielajew AF. The effect of strong longitudinal magnetic fields on dose deposition from electron and photon beams. *Medical physics*. 1993;20(4):1171-9. [DOI: [10.1118/1.597149](https://doi.org/10.1118/1.597149)] [PMID]
- [15] Litzenberg DW, Fraass BA, McShan DL, O'Donnell TW, Roberts DA, Becchetti FD, et al. An apparatus for applying strong longitudinal magnetic fields to clinical photon and electron beams. *Physics in medicine and biology*. 2001;46(5):N105-15. [DOI: [10.1088/0031-9155/46/5/401](https://doi.org/10.1088/0031-9155/46/5/401)] [PMID]
- [16] Chen Y, Bielajew AF, Litzenberg DW, Moran JM, Becchetti FD. Magnetic confinement of electron and photon radiotherapy dose: a Monte Carlo simulation with a nonuniform longitudinal magnetic field. *Medical physics*. 2005;32(12):3810-8. [DOI: [10.1118/1.2011091](https://doi.org/10.1118/1.2011091)] [PMID]
- [17] Ghila A, Steciw S, Fallone BG, Rathee S. Experimental verification of EGSnrc Monte Carlo calculated depth doses within a realistic parallel magnetic field in a polystyrene phantom. *Medical Physics*. 2017;44(9):4804-15. [DOI: [10.1002/mp.12413](https://doi.org/10.1002/mp.12413)] [PMID]
- [18] Goorley T, James M, Booth T, Brown F, Bull J, Cox LJ, et al. Initial MCNP6 Release Overview. *Nuclear Technology*. 2012;180(3):298-315. [DOI: [10.13182/NT11-135](https://doi.org/10.13182/NT11-135)]
- [19] Goorley T. MCNP6. 1.1-beta release notes. LA-UR-14-24680; 2014. [Link]
- [20] Bull J. Magnetic Field Tracking Features in MCNP6. LA-UR-11-00872. Los Alamos National Laboratory; 2011. [Link]
- [21] Kelner SR, Prosekin AY, Aharonian FA. Synchro-curvature radiation of charged particles in the strong curved magnetic fields. *The Astronomical Journal*. 2015;149(1):33. [DOI: [10.1088/0004-6256/149/1/33](https://doi.org/10.1088/0004-6256/149/1/33)]
- [22] Oborn BM, Gargett MA, Causer TJ, Alnaghy SJ, Hardcastle N, Metcalfe PE, et al. Experimental verification of dose enhancement effects in a lung phantom from inline magnetic fields. *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*. 2017;125(3):433-438. [DOI: [10.1016/j.radonc.2017.09.012](https://doi.org/10.1016/j.radonc.2017.09.012)] [PMID]
- [23] Alnaghy SJ, Begg J, Causer T, Alharthi T, Glaubes L, Dong B, et al. Technical Note: Penumbra width trimming in solid lung dose profiles for 0.9 and 1.5 T MRI-Linac prototypes. *Medical physics*. 2018;45(1):479-87. [DOI: [10.1002/mp.12680](https://doi.org/10.1002/mp.12680)] [PMID]