



Research article

A real-time dosimetry study in radiation therapy using an electronic portal imaging device (EPID) to evaluate treatment quality assurance

Saeed Davoodi | Master's Student, Department of Medicalradiation, Faculty of Basic Science, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran. Saeed.davoodi373@gmail.com
Hasan Tashakori | Assistant Professor, Department of Physics, Faculty of Basic Science, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran (**Corresponding author**). hassan.tashakori@yahoo.com
Elham Saeedzadeh | Assistant Professor, Department OF Nuclear engineering, Faculty of Technical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. esaeedzadeh@gmail.com
Ahmad Shakeri | Master's degree, Department of Radiotherapy, Qom University of Medical Sciences, Shahid Beheshti Hospital, Qom, Iran. Shakeri.ahmad.1368@gmail.com

Abstract

Purpose: Quality assurance and quality control are integral elements in radiation therapy for cancer patients, the purpose of which is to ensure the high quality of radiation therapy for patients so that the treatment results are optimal. In this regard, the aim of the current research is real-time dosimetry with an electronic portal imaging device to obtain the midplane dose.

Materials and Methods: Intracorporeal dosimetry is one of the quality control methods and the most direct method for monitoring the dose delivered to the patient during radiation therapy, which is the biggest challenge in radiation therapy. Intracorporeal dosimetry is usually performed in the initial stages or during treatment; that if an error occurs in any of the treatment steps, this error is identified and it is possible to compensate for it and continue the treatment correctly. In the present study, the midplane dose was obtained by three methods: arithmetic mean, geometric mean, and transmission dose in the form of gate simulation, and its results were compared with the clinical data obtained from the practical part.

Findings: After comparing all the results obtained from the applicable methods and summarizing the data compared to the current research, according to the passing of

Cite this article: Davoodi S, Tashakori H, Saeedzadeh E & Shakeri A. A real-time dosimetry study in radiation therapy using an electronic portal imaging device (EPID) to evaluate treatment quality assurance. *Applied Biology*. 2022; 12(48): 5-22.

Received: 2022/09/04 ; **Revised:** 2022/10/02 ; **Accepted:** 2022/10/24 ; **Published online:** 2022/10/30

© the authors

Publisher: Qom Islamic Azad University



the acceptance criteria in the comparison of the practical part and the simulation, it can be said that doing dosimetry using Epid is an acceptable method to move forward. A comprehensive system for more accurate dosimetry calculations in radiotherapy centers that are equipped with EPID.

Conclusion: According to the results obtained from the practical part as well as the simulation of the project, the results with gamma index less than 1% were presented for Midplan.

Keywords: radiotherapy, real-time dosimetry, EPID, radiation therapy, quality of treatment, electronic portal imaging device (EPID).



مقاله پژوهشی

مطالعه دزیمتری لحظه‌ای در پرتودرمانی با استفاده از دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی (EPID) جهت ارزیابی تضمین کیفیت درمان

سعید داودی | دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه پرتوپزشکی، دانشکده علوم پایه، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران. Saeed.davodi373@gmail.com
حسن تشکری | استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران (نویسنده مسئول). hassan.tashakori@yahoo.com
الهام سعیدزاده | استادیار، گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده فنی مهندسی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. esaeezdadeh@gmail.com
احمد شاکری | کارشناسی ارشد، بخش رادیوتراپی، بیمارستان شهید بهشتی، دانشگاه علوم پزشکی قم، قم، ایران. Shakeri.ahmad.1368@gmail.com

چکیده

هدف: تضمین کیفی و کنترل کیفی از ارکان لاینفک در پرتودرمانی بیماران سرطانی می‌باشند، که هدف از انجام آن اطمینان از کیفیت بالای پرتودرمانی بیماران است تا نتایج درمان بهینه باشد. در این راستا، هدف پژوهش حاضر دزیمتری لحظه‌ای با دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی جهت بدست آوردن دز میدپلن است.

مواد و روش‌ها: دزیمتری درون تنی یکی از روش‌های کنترل کیفیت و مستقیم‌ترین روش برای پایش دز تحویلی به بیمار در طی پرتودرمانی می‌باشد که بزرگ‌ترین چالش در پرتودرمانی است. معمولاً دزیمتری درون تنی در مراحل ابتدایی یا حین درمان انجام می‌گیرد؛ که در صورت بروز خطا در هر یک از مراحل درمان، این خطا مشخص شده و امکان جبران آن و ادامه صحیح درمان وجود داشته باشد. در پژوهش حاضر دز میدپلن با سه روش میانگین حسابی، میانگین هندسی و دز انتقال به صورت شبیه‌سازی با گیت بدست آمده و نتایج آن با داده‌های بالینی بدست آمده از قسمت عملی مقایسه شد.

پژوهش حاضر برگرفته از: پایان‌نامه کارشناسی ارشد مهندسی هسته‌ای پرتوپزشکی، با عنوان: دزیمتری لحظه‌ای در پرتودرمانی با استفاده از EPID جهت ارزیابی تضمین کیفیت درمان است.

استاد به این مقاله: داودی س، تشکری ح، سعیدزاده ا، شاکری ا. مطالعه دزیمتری لحظه‌ای در پرتودرمانی با استفاده از دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی (EPID) جهت ارزیابی تضمین کیفیت درمان. بیولوژی کاربردی. ۱۴۰۱؛ ۱۲(۴۸): ۵-۲۲.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۶/۱۳؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۱/۰۷/۱۰؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۸/۰۲؛ تاریخ انتشار: ۱۴۰۱/۰۸/۰۸

© نویسندگان | ناشر: دانشگاه آزاد اسلامی واحد قم



یافته‌ها: پس از مقایسه تمام نتایج بدست آمده از روش‌های قابل استناد و جمع‌بندی داده‌ها نسبت به پژوهش حاضر، با توجه به پاس شدن معیار پذیرش در مقایسه قسمت عملی و شبیه‌سازی می‌توان گفت که انجام دزیمتری با استفاده از اپید، یک روش قابل قبولی جهت پیشبرد یک سیستم جامع به منظور محاسبات دزیمتری بسیار دقیق‌تر در مراکز رادیوتراپی که مجهز به اپید هستند، است.

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج بدست آمده از قسمت عملی و همچنین شبیه‌سازی پروژه، نتایج با شاخص گاما کمتر از ۱٪ برای میدپلن ارائه شد.

کلیدواژه‌ها: رادیوتراپی، دزیمتری لحظه‌ای، اپید، پرتودرمانی، کیفیت درمان، دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی (EPID).

۱. مقدمه

با افزایش پیچیدگی تکنیک‌های رادیوتراپی، اطمینان از تحویل دزهای تجویز شده از اهمیت بیشتری برخوردار می‌شود؛ زیرا ممکن است منجر به صدمه جدی به بافت‌های سالم شود. بنابراین، برای اطمینان از کیفیت درمان‌ها و ایمنی بیماران، برنامه‌های تضمین کیفیت (QA) اختصاصی لازم است. به طور کلی در بخش‌های پرتودرمانی دو نوع برنامه تضمین کیفیت استفاده می‌شود: (۱) تضمین کیفیت مخصوص ماشین و (۲) تضمین کیفیت خاص بیمار. اولین مورد اجازه می‌دهد تا بررسی شود که مشخصه ماشین در زمان راه‌اندازی به طور قابل توجهی از مقادیر خط پایه آن‌ها منحرف نشده باشد. بسته به عملکرد خاص هر دستگاه (مانند خروجی، موقعیت کولیماتور، تخت، چرخش گنتری، حرکت فک‌ها و کیفیت پرتو) این برنامه‌های تضمین کیفیت در مدهای مختلف (روزانه، هفتگی، ماهانه و سالانه) انجام می‌شوند. از طرف دیگر، تضمین کیفیت خاص بیمار، کیفیت هر برنامه بیمار را به ویژه برای تکنیک‌های درمانی پیشرفته مانند پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته^۲ و ارک تراپی با حجم مدوله شده^۳ تضمین می‌کند. برنامه‌های تضمین کیفیت را می‌توان به صورت پیش از درمان یا در طول جلسه درمان انجام داد و با توجه به آن، می‌توان تضمین کیفیت خاص بیمار قبل از درمان و دزیمتری درون‌تنی را که مکمل یکدیگر هستند، تفکیک کرد (۷).

هدف اصلی تضمین کیفیت خاص بیمار قبل از درمان این است که بررسی کند آیا توزیع دز تحویل داده شده به دلیل عملکرد کلی شتاب‌دهنده، انتقال نادرست برنامه به لینک یا عوامل انسانی، از توزیع دز برنامه‌ریزی شده تفاوت چشم‌گیری نداشته باشد. تضمین کیفیت بیمار در شرایط درون‌تنی اجازه می‌دهد تا بین توزیع دز برنامه‌ریزی شده و تحویل داده شده براساس اندازه‌گیری‌های حاصل از تابش بیمار مقایسه شود. در بخش‌های رادیوتراپی، تضمین کیفیت مخصوص بیمار قبل از درمان معمولاً با استفاده از برنامه به یک فانتوم دوبعدی یا سه‌بعدی و مقایسه توزیع دز فانتوم برنامه‌ریزی شده و اندازه‌گیری شده، انجام می‌شود. این اندازه‌گیری‌ها ممکن است با استفاده از محفظه‌های یونیزاسیون، دتکتورهای حرارتی یا دیودها در یک یا چند نقطه انجام شود. اگرچه دستگاه‌های دوبعدی مانند آرایه‌های دیود یا اتافک یونیزاسیون دارای نقاط

1. Quality Assurance

2. Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)

3. Volumetric modulated arc therapy (VMAT)

اندازه‌گیری بیشتری هستند، به ندرت وضوح بالاتری می‌دهد. از طرفی اندازه‌گیری‌های فیلم، وضوح بالایی را ارائه می‌دهند، اما نیاز به دیجیتالی شدن داده‌های اندازه‌گیری شده دارند که وقت‌گیر است. علاوه بر وضوح بالای داده‌های دیجیتال، دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی^۱ امکان دستیابی سریع‌تر به داده‌ها را فراهم می‌کند، به همین دلیل پتانسیل آن‌ها برای انجام تأیید دزیمتریک قبل و حین درمان بررسی شده است (۱، ۷، ۸).

۲. کنترل کیفی^۲

کنترل کیفی یک پروسه کنترل‌کننده است که در آن عملکرد کیفی واقعی اندازه‌گیری شده و مقدار آن با استانداردها مقایسه می‌شود و فعالیت‌های لازم برای حفظ و بازافتن استانداردها انجام می‌شود. در واقع کنترل کیفی، بخشی از تضمین کیفی کلی است و بیشتر مربوط به فعالیت‌ها و تکنیک‌های عملی می‌باشد. استانداردهای کیفیت شامل مجموعه‌ای از معیارهای پذیرفته شده است که کیفیت فعالیت‌هایی که زیر سؤال هستند را ارزیابی می‌کند. نیازهای کلینیکی یک بخش رادیوتراپی نشان می‌دهد که برای کنترل رشد تومور در سطح بالا باید نهایت دقت به عمل آید و همچنین حفظ عوارض جانبی در سطح قابل پذیرش باشد. مراحل تضمین کیفی در رادیوتراپی با ویژگی‌های زیر همراه است:

تضمین کیفی، عدم قطعیت و خطا را در دزیمتری، طراحی درمان، کارکرد تجهیزات و رساندن دُز درمانی و غیره کاهش می‌دهد؛ بنابراین، صحت هندسی و دزیمتری و دقت دُز رسیده به تومور را افزایش می‌دهد. این کار نتایج درمان را بهبود می‌بخشد، بدین ترتیب که آهنگ کنترل تومور افزایش و عوارض و آهنگ عود بیماری کاهش می‌یابد. تضمین کیفی نه تنها اتفاقات و خطاهای احتمالی را کاهش می‌دهد، بلکه احتمال تشخیص خطاها را افزایش می‌دهد. در نتیجه قبل از اتفاق خطا، امکان اصلاح وجود دارد (۱).

۳. تأیید دُز درمانی

در حالت ایده‌آل، دُز ارائه شده باید در طی درمان واقعی و عملی بیمار به تأیید برسد. با پیشرف IMRT بالینی، برخی محققین به این نتیجه رسیده‌اند که تأیید دُز بیمار بخشی ضروری از برنامه

1. Electronic Portal Imaging Device

2. Quality Control

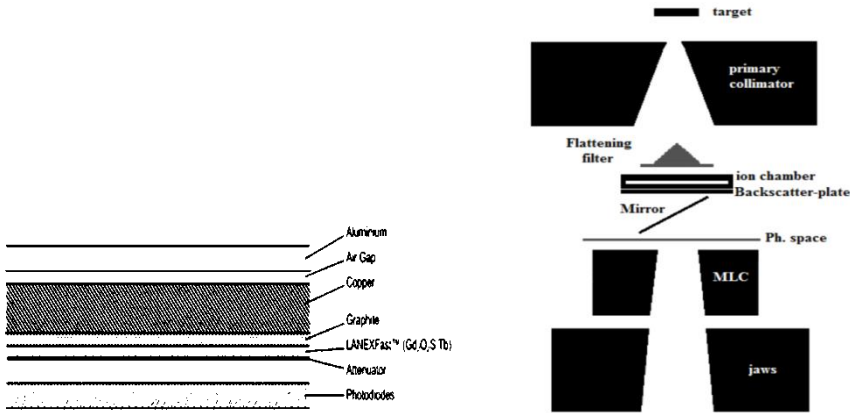
تضمین کیفیت است و باید نقشی مکمل برای بررسی مجدد طراحی درمان ایفا کند. دزیمتری کلاسیک درون‌تنی، بر روی بدن و با استفاده از آشکارسازها نقطه‌ای به دلیل گرایان بالای شدت دُز و متغیر بودن میدان تابشی در طی ارائه IMRT غیرممکن است. امروزه، تصویربرداری پورتال الکترونیکی اجازه بررسی پرتوهای با شدت تنظیم شده و مجزا و بازسازی توزیع دُز در بدن بیمار را با ارتباطدهی شدت پرتو عبور یافته از بدن بیمار به دُز رسیده به بیمار انجام می‌دهد. ابداع این دزیمتری انتقالی به همراه تأیید آماده‌سازی بیمار با پیشرفت‌های اخیر فناوری در زمینه دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی (اپید) آمورف سیلیکونی توجه زیادی را جلب نموده است.

۴. مواد و روش‌ها

در گام اول ابتدا دستگاه شتاب‌دهنده خطی الکتا^۱ در کد مونت کارلو شبیه‌سازی گیت^۲ با تمام متعلقات موجود شبیه‌سازی شد. دستگاه تصویربرداری پورتال الکترونیکی موجود در سیستم پرتودرمانی الکتا و همچنین شتاب‌دهنده، مطابق با شکل (۱) شبیه‌سازی شد. شبیه‌سازی سیستم آشکارسازی دوبعدی اپید در گیت مطابق با لایه‌های موجود در شکل (۱) شبیه‌سازی شد، ولی به صورت کلی اپید از سه لایه تشکیل شده است؛ یک لایه مس که از اشعه پراکنده کم انرژی محافظت می‌کند و اشعه ایکس با انرژی بالا را به الکترون ثانویه تبدیل می‌کند. صفحه لایه فلورسنت که همراه با یک لایه فسفر که انرژی اشعه ایکس را به فوتون‌های نوری تبدیل می‌کند و یک پنل سیلیکون آمورف آشکارساز با بستر پایه شیشه‌ای برای تشخیص فوتون نوری است. یک صفحه فوتودیود که نور مرئی را جذب می‌کند، لایه اضافی در این مورد شامل یک لایه پشتیبانی انعکاسی، یک لایه فسفر و یک لایه محافظ فویل و یک آلیاژ آلومینیوم و یک لایه آلیاژ سرب به پشت پنل متصل می‌شوند تا از تشعشعات برگشتی محافظت کنند.

1. Synergy

2. GATE

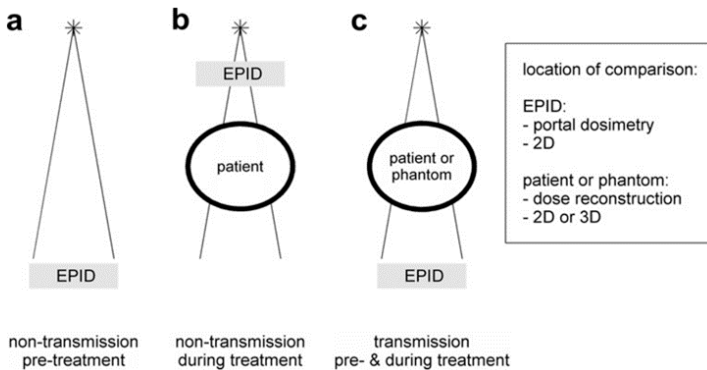


شکل ۱- نمای شبیه‌سازی شده شتاب‌دهنده خطی الکتا (راست) - نمای شبیه‌سازی شده اپید (چپ)

رایج‌ترین نوع اپید موجود، اپید آمورف سیلیکونی یا تصویرگر صفحه تخت است. این پنل شامل یک مبدل اشعه ایکس، آشکارساز نور و یک سیستم جمع‌آوری الکترونیکی برای دریافت و پردازش تصویر دیجیتال است (۸).

۵. روش‌های اپید دزیمتری

هیچ توافق روشنی در مورد تعریف روش‌ها و روش‌های پیچیده به اپید دزیمتری وجود ندارد. در اینجا تعاریف اصطلاحات مختلفی که در این بررسی استفاده شده است، در شکل (۲) نشان داده شده است. روش‌های تأیید را می‌توان براساس طول زمان یا خارج از زمان درمان طبقه‌بندی کرد (۳، ۴).



شکل ۲- انواع روش‌های اپید دزیمتری (۳)

تأیید قبل از درمان:^۱ روشی است که کل یا بخشی از طرح درمانی مورد نظر را با اندازه‌گیری پرتوهای تابشی مربوطه که توسط شتاب‌دهنده خطی خارج از زمان درمان بیمار ارسال می‌شود، مقایسه می‌کند؛ یعنی با میدان‌های باز با استفاده از فانتوم. این مقایسه می‌تواند بر جنبه‌های مختلف درمان برنامه‌ریزی شده تمرکز کند. به عنوان مثال، پیش‌بینی و اندازه‌گیری موقعیت‌های برگ، دز تحویلی به آشکارساز یا فانتوم، یا جریان انرژی فرودی به دست آمده از اندازه‌گیری‌ها.

تأیید درمان: مقایسه تمام یا بخشی از توزیع دز برنامه‌ریزی شده و تحویلی براساس اندازه‌گیری به دست آمده در طول پرتودرمانی بیمار. این اندازه‌گیری را می‌توان برای تعیین دز تحویلی به آشکارساز یا بیمار، یا جریان انرژی فرودی به دست آمده از اندازه‌گیری‌ها استفاده کرد. روش‌های دزیمتری، مستقل از نوع آشکارساز مورد استفاده، می‌توانند براساس اینکه آیا پرتوها از یک محیط ضعیف‌کننده عبور کرده‌اند یا نه، یا اینکه آیا دز در داخل یک فانتوم یا بیمار بازسازی شده است، گروه‌بندی شوند.

دزیمتری غیرعبوری (یا غیرانتقالی): تعیین دز در آشکارساز، بدون وجود بیمار یا فانتوم، یا تعیین جریان انرژی برخوردی، براساس اندازه‌گیری‌هایی است که بدون محیط تضعیف‌کننده بین منبع و آشکارساز می‌باشد.

دزیمتری عبوری (انتقال یا ترانزیت): تعیین دز در موقعیت آشکارساز، همراه با بیمار یا فانتوم، یا تعیین جریان انرژی فرودی، براساس پرتوی عبوری از طریق بیمار یا فانتوم.

دزیمتری درون‌تنی:^۲ اندازه‌گیری یا تعیین دز در درون بیمار. اندازه‌گیری‌هایی که در طول درمان انجام می‌شوند، می‌توانند به صورت تهاجمی، یعنی در درون بیمار، یا غیرتهاجمی، یعنی در فاصله‌ای از بیمار انجام شوند، که به موجب آن دز درون‌تنی در نقطه مورد نظر با برون‌یابی به دست می‌آید. دز را می‌توان در مکان‌های مختلف با پیکربندی‌های مختلف اپید، فانتوم یا بیمار اندازه‌گیری و تعیین کرد.

در روش‌های زیر، دز میدپلن تنها با استفاده از مقادیر دز ورودی، خروجی یا دز انتقال اندازه‌گیری شده، بدون استفاده از اطلاعات بیمار تعیین می‌شود.

1. Pre-treatment

2. In vivo

۶. روش‌های محاسبه دز میدپلن با استفاده از اپید دزیمتری

الف) محاسبه دز میدپلن با در نظر گرفتن میانگین حسابی دز ورودی و خروجی

در این روش بسیار ساده، کاهش خطی دز با عمق فرض می‌شود. بنابراین، دز میدلاین^۱ با در نظر گرفتن میانگین مقادیر ورودی^۲ و دز خروجی^۳ اندازه‌گیری می‌شود (۵، ۲).

$$D_{midline} = (D_{entrance} + D_{exit})/2 \quad (1)$$

با مقایسه دز میدپلن بدست آمده از فرمول (۱) با دز میدپلن اندازه‌گیری شده می‌توان توافق این روش را پیش‌بینی کرد. برای کاهش خطا، میانگین حسابی دز ورودی و خروجی را می‌توان با قانون عکس مجذور فاصله اصلاح کرد (۶).

$$D_c = \frac{1}{2} [D_0 F^2 (-d/2)/f^2 + D_{ex} F^2 (+d/2)/f^2] \quad (2)$$

اگر رابطه بین دز جذب شده و عمق را بتوان با یک معادله خطی تقریب کرد، میانگین حسابی دزهای ورودی و خروجی یک تقریب خوب است. (D_{ex} : دز خروجی، کل ضخامت فیزیکی: d ، $(D_0$: دوز ورودی: f : SAD, SSD: $f-d/2$, $F(+d/2)=(f+d/2-m)$, $F(-d/2)=(f-d/2+m)$)

ب) محاسبه دز میدپلن با در نظر گرفتن میانگین هندسی دز ورودی و خروجی

در این روش می‌توان کاهش نمایی دز D ، با عمق d را فرض کرد (۶).

$$D(d, r) = D_{entranc}(r) [e - \mu(r)(d - dm)] / [d + SSD]^2 \quad (3)$$

که $\mu(r)$ ضریب تضعیف خطی برای اندازه میدان r است.

$D_{entranc}(r)$ دز در عمق ثابت است که حداکثر عمق دز، d_m بوده و $[d+SSD]$ فاصله از کانون است. دز خروجی (D_{exit})، در همان فاصله بالادست از سطح خروجی (یعنی در عمق d_m-Th) برای ضخامت بیمار (Th) اندازه‌گیری می‌شود. از این داده‌ها می‌توان دز میدلاین را در عمق $Th/2$ استنباط کرد:

$$D_{midline} = (D'_{entrance} \times D'_{exit})^{1/2} \quad (4)$$

$D'_{entrance}$ و D'_{exit} مقادیر دز ورودی و خروجی هستند که برای تفاوت فاصله بین میدپلن و نقاط ورودی یا خروجی اصلاح می‌شوند (با قانون عکس مجذور فاصله). به عبارتی:

1. Dmidline
2. Dentrance
3. Dexit

$$D_c = \sqrt{D_0 D_{ex} F(+d/2) F(-d/2) / f^2} \quad (5)$$

ج) محاسبه دز میدپلن با استفاده از دز انتقال

روش‌هایی که در بالا برای تعیین دز میدپلن توضیح داده شد، تنها در صورت اندازه‌گیری دز ورودی و خروجی قابل استفاده هستند. در صورتی که با استفاده از اپید، فقط دز انتقال اندازه‌گیری می‌شود که می‌تواند در کل زمینه به دز خروجی تبدیل شود. روش جدیدی برای بدست آوردن دز میدپلن از اندازه‌گیری‌های دز انتقال ایجاد شد. در این روش دز میدپلن با استفاده از دز خروجی پورتال محاسبه شده با انجام سه اصلاح حاصل می‌شود (۲).

- ابتدا اختلاف واگرایی بین موقعیت خروجی و میدپلن، با استفاده از قانون عکس مجذور فاصله (ISQL) اصلاح می‌شود:

$$ISQL = (SSD + Th - d_m)^2 / (SSD + 0.5 Th)^2 \quad (6)$$

که SSD فاصله منبع از سطح پوست، Th ضخامت بیمار در محور پرتو مرکزی است. مقدار d_m حداکثر عمق دز است. سپس تصحیح تضعیف بین هر دو موقعیت اعمال می‌شود. این اصلاح از طریق انتقال (دوبعدی) دز اولیه پشت بیمار تعیین می‌شود. انتقال T، برابر با نسبت دز اولیه (اندازه‌گیری شده با اپید) با و بدون بیمار است. با نادیده گرفتن اثرات سخت شدن پرتو، T مستقیماً با ضخامت بیمار معادل آب z، برابر است.

که در آن μ کل، ضریب تضعیف جرم خطی آب در کیفیت پرتو خاص است.
- با فرض اینکه بیمار همگن باشد یا ناهمگنی به طور متقارن در اطراف میدپلن قرار داشته باشد، نسبت تضعیف بین میدپلن و موقعیت خروجی به شرح زیر است:

$$\exp[0.5z - d_m] = ([\sqrt{T}]^{-1}) \cdot \exp(-\mu d_m) \quad (8)$$

سرانجام مقادیر دقیق دز میدپلن با محاسبه مجدد سهم دز پراکنده بین موقعیت خروجی و میدپلن بدست می‌آید. برای این تصحیح، از نسبت‌های اولیه پراکنده^۱ در میدپلن و موقعیت خروجی استفاده گردید که با استفاده از مدل کائولوشن محاسبه می‌شوند. به جای استفاده از جداول موجود در منابع، TPR و SPR برای میدان‌های متفاوت در کد مونت کارلو گیت محاسبه گردید.

$$SPR(d, rd) = TPR(d, rd) \left(\frac{Sp(rd)}{Sp(rd_0)} \right) - TPR(d, 0) \quad (9)$$

TPR در میدپلن و لایه خروجی محاسبه شد تا به پراکندگی در این دو نقطه برسیم. TPR ورودی نیازی به محاسبه نیست؛ چرا که در دز ورودی پراکندگی نداریم.
- پراکندگی دز خروجی و میدپلن محاسبه شد:

$$[1 + SPR_{midplane}] / [1 + SPR_{exit}] \quad (10)$$

در صورت ناهمگنی، SPR در عمق معادل آب میدپلن با بیان SPR به عنوان تابعی از انتقال اندازه‌گیری شده، T محاسبه می‌شود. که در آن $SPR_{midplane}$ و SPR_{exit} به ترتیب نسبت پراکندگی به اولیه در موقعیت میدپلن و خروجی هستند.

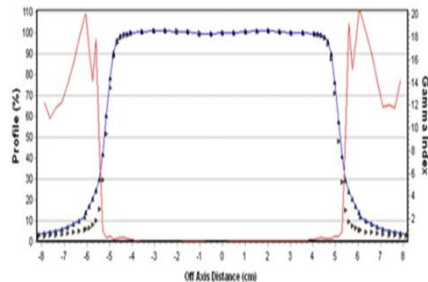
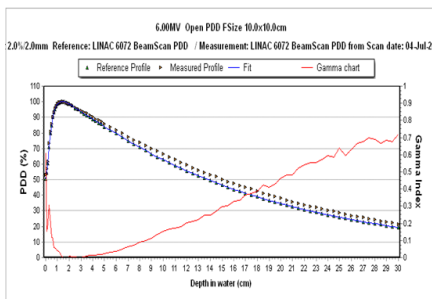
- با ترکیب تمام مراحل درگیر، دز میدپلن از دز خروجی حاصل می‌شود:

$$D_{midplane} = D_{exit} \cdot ISQL \cdot [\sqrt{T}]^{-1} \cdot \exp(-\mu d_m) \cdot [1 + SPR_{midplane}] / [1 + SPR_{exit}] \quad (11)$$

به طور خلاصه، دز میدپلن با اصلاح تفاوت واگرایی و تضعیف دز بین موقعیت خروجی و میدپلن از دز خروجی محاسبه می‌شود.

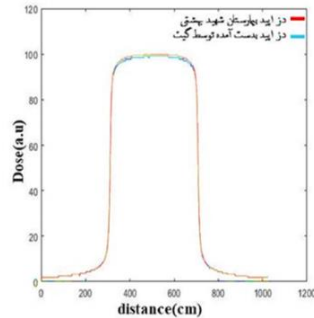
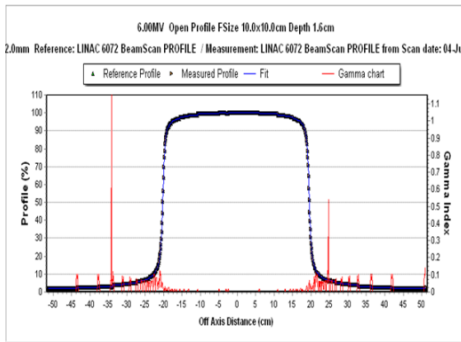
۷. یافته‌ها

جهت اعتبار بخشیدن به نتایج خروجی قسمت عملی و شبیه‌سازی شده، نمودار PDD توسط گیت و نمودار PDD دستگاه شتاب‌دهنده خطی Elekta-Synergy مرکز رادیوتراپی بیمارستان شهید بهشتی قم و همچنین پروفایل توزیع دز عمقی در عمق دز ماکزیمم مقایسه شده و با استفاده از شاخص گاما^۱ مورد بررسی قرار گرفت که شاخص گاما کم‌تر از ۱٪ بدست آمد.



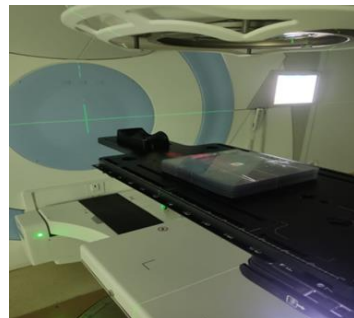
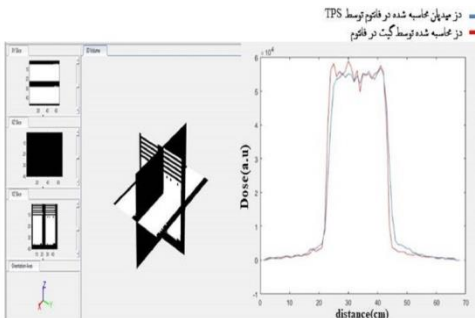
نمودار ۳- PDD توسط گیت و نمودار PDD دستگاه شتاب‌دهنده خطی - نمودار شاخص گاما

جهت اعتباربخشی نتایج خروجی بدست آمده از گیت، دز محاسبه شده توسط گیت در مدل اپید شبیه‌سازی شده و با دز اپید مرکز رادیوتراپی شهید بهشتی قم مقایسه گردیده و با استفاده از شاخص گاما مورد بررسی قرار گرفت که شاخص گاما کم‌تر از ۱٪ بدست آمد.



نمودار ۴- ارزیابی نتایج خروجی اپید شبیه‌سازی شده و بیمارستان - نمودار شاخص گاما

جهت بررسی مدل‌های مختلف ارزیابی دز میدپلن، سی تی فانتوم نمایش داده شده در شکل (۵) در متلب شبیه‌سازی گردیده و در گیت بارگذاری شد؛ پس از اعتباربخشی کد، پارامترهای ذکر شده در بخش فوق با استفاده از نتایج شبیه‌سازی بدست آمدند. سپس با استفاده از این پارامترها مدل‌های ذکر شده در قسمت قبل بررسی گردید.



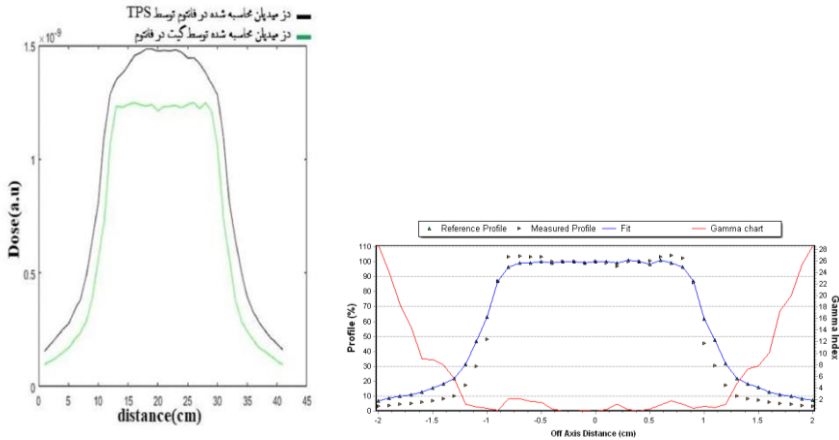
شکل ۵- نمای شماتیک فانتوم شبیه‌سازی شده در متلب و گیت (چپ) - قسمت عملی و فانتوم مورد استفاده در بیمارستان شهید بهشتی قم (راست)

- به دست آوردن دز میدپلن با اپید دزیمتری طبق مدل‌های ذکر شده در قسمت مواد و

روش‌ها:

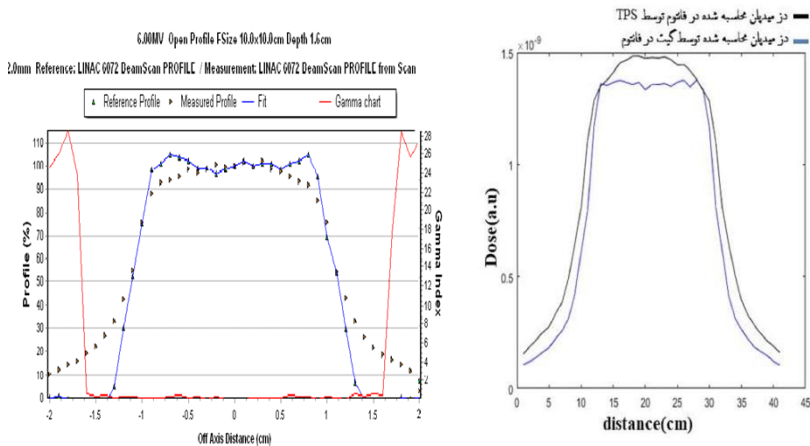
الف) محاسبه دز میدپلن با در نظر گرفتن میانگین حسابی دز ورودی و خروجی

مطابق اطلاعات و فرمول (۲و۱) محاسبات با استفاده از نرم افزار متلب انجام شد. با مقایسه دز میدپلن بدست آمده از فرمول ذکر شده با دز میدپلن اندازه گیری شده از لایه میانی می توان توافق این روش را پیش بینی کرد.



نمودار ۶- محاسبه دز میدپلن با استفاده از میانگین حسابی - نمودار شاخص گاما

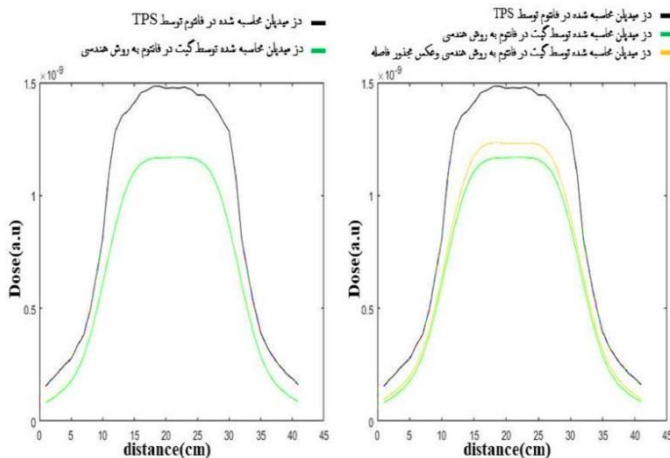
جهت کاهش خطا، میانگین حسابی دز ورودی و خروجی طبق قانون عکس مجذور فاصله فرمول (۲) اصلاح شد:



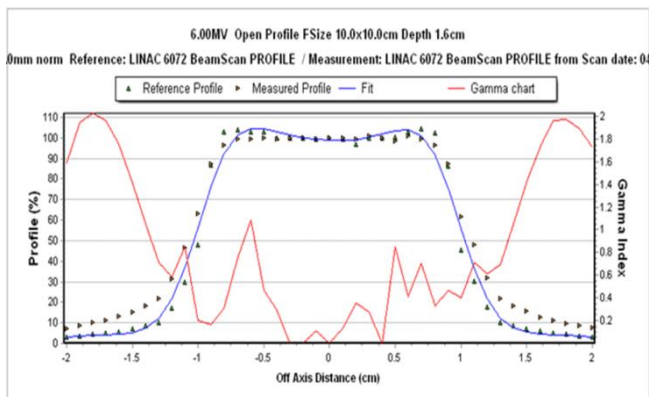
شکل ۷- محاسبه دز میدپلن با استفاده از میانگین حسابی با عکس مجذور فاصله نمودار شاخص گاما

ب) محاسبه دز میدپلن با در نظر گرفتن میانگین هندسی دز ورودی و خروجی

مطابق اطلاعات و فرمول (۳، ۴، ۵) محاسبات مربوط به این بخش نیز در متلب انجام شد. با مقایسه دز میدپلن بدست آمده از فرمول ذکر شده با دز میدپلن اندازه‌گیری شده از لایه میانی می‌توان توافق این روش را پیش‌بینی کرد.



نمودار ۸- محاسبه دز میدپلن با استفاده از میانگین هندسی

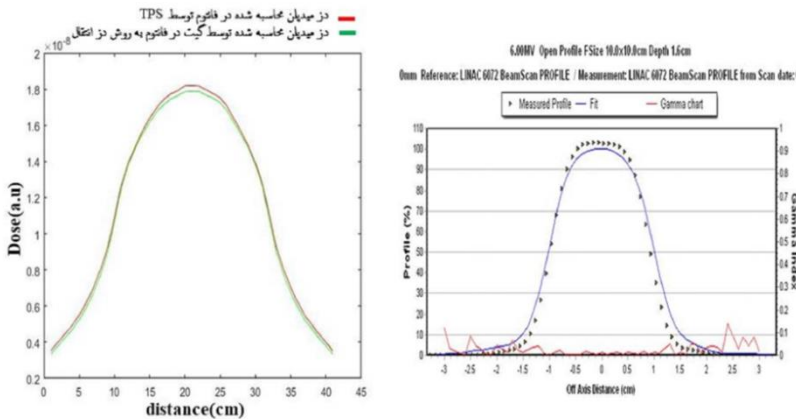


نمودار ۹- شاخص گاما روش هندسی

ج) محاسبه دز میدپلن با استفاده از دز انتقال

در این روش دز میدپلن تنها با استفاده از دز خروجی پورتال محاسبه شده با انجام سه اصلاح

با استفاده از روابط (۶-۷-۸-۹-۱۰) حاصل می‌شود. در روش محاسبه دز میدپلن به روش دز انتقال با اعمال سه اصلاح؛ اختلاف واگرایی بین موقعیت خروجی و میدپلن و قانون عکس مجذور فاصله و ضریب تضعیف و همچنین محاسبه SPR و TPR جهت مقایسه دز اندازه‌گیری شده و دز شبیه‌سازی شده شاخص گاما ۰/۱٪ را ارائه داد.



نمودار ۱۰- محاسبه دز میدپلن با استفاده از دز انتقال-نمودار شاخص گاما

۸. نتیجه‌گیری

همان‌طور که انتظار می‌رفت، با توجه به نتایج به‌دست آمده از بخش عملی و همچنین شبیه‌سازی پروژه مطابق جدول (۱) مقایسه روش‌های محاسبه دز میدپلن، تمام روش‌های انجام شده نتایج قابل قبولی برای محاسبه دز میدپلن ارائه دادند. ابتدا روش میانگین حسابی در قسمت توزیع دز عمقی با شاخص گامای کمتر از ۲٪ رد شد؛ اما با اعمال رابطه عکس مجذور فاصله شاخص گاما ۱٪ بدست آمد که نتیجه قابل قبولی جهت محاسبه دز میدپلن ارائه داد. در روش میانگین هندسی شاخص گاما در مقایسه با دز اندازه‌گیری شده و دز شبیه‌سازی شده، عدد بالای ۱٪ بدست آمد. در تمام روش‌ها فاصله تا توافق ۲ میلی‌متر در نظر گرفته شد. در روش محاسبه دز میدپلن به روش دز انتقال با اعمال سه اصلاح؛ اختلاف واگرایی بین موقعیت خروجی و میدپلن و قانون عکس مجذور فاصله و ضریب تضعیف و همچنین محاسبه SPR و TPR جهت مقایسه دز اندازه‌گیری شده و دز شبیه‌سازی شده شاخص گاما ۰/۱٪ ارائه داد که از نظر شاخص گاما این روش نیز پاس شد و نتیجه بهتری ارائه داد. از آنجا که این پروژه جهت بررسی انجام دزیمتری با استفاده از اپید انجام شده و همچنین سعی بر اثبات قسمت تئوری آن بود، پس از مقایسه تمام

نتایج بدست آمده از روش‌های قابل استناد و جمع‌بندی داده‌ها نسبت به پروژه فوق، با توجه به پاس شدن معیار پذیرش در مقایسه قسمت عملی و شبیه‌سازی می‌توان گفت انجام دزیمتری با استفاده از اپید، یک روش قابل قبولی جهت پیشبرد یک سیستم جامع به منظور محاسبات دزیمتری بسیار دقیق‌تر در مراکز رادیوتراپی که مجهز به اپید هستند، امکان‌پذیر خواهد بود، لذا جهت استفاده بالینی پیشنهاد می‌شود با نتایج سایر روش‌های محققین مقایسه شود.

جدول ۱- مقایسه نتایج روش‌های ذکر شده در پژوهش

شاخص گاما (%)	روش‌های محاسبه دز میدپلن با استفاده از اپید دزیمتری
۱	میانگین حسابی
۱/۲	میانگین هندسی
۰/۱	روش دز انتقال

References

1. Beygi M & Khaledi N. *Quality assurance and quality control in radiotherapy (Conformal and IMRT)*. 2016. URL= <https://www.researchgate.net/publication/301779576>
2. Boellaard R & et al. New Method to Obtain the Midplane Dose Using Portal In Vivo Dosimetry. *Int J Radiation Oncology BiolPhys*. 1998; 41(2): 465–474.
3. Elmpta, & WV & et al . A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and Oncology*. 2008; 88, 289–309.
4. Fuangrod T & et al. Investigation of a real-time EPID-based patient dose monitoring safety system using site-specific control limits. *Radiat Oncol*. 2016; 11: 106.
5. Hansen VN, Evans PM & Swindell W. The application of transit dosimetry to precision radiotherapy. *Med Phys*. 1996; 23: 713–721.
6. Huyskens D, Van Dam J & Dutreix A. Midplane dose determination using in vivo dose measurements in combination with portal imaging. *Phys Med Biol*. 1994; 39: 1089–1101.
7. Podgorshak AB. *Physics of radiation oncology*. Trans. by L Moghadam Benaim & K Mousavi Khamene. Tehran: Research Institute of Nuclear Sciences and Technologies, 2005. [in persian]
8. Wendling M & et al. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Medical physics*. 2006; 33: 259-273.