



Research Article

Accuracy Evaluation of Isogray TPS Dose Calculations in Symmetric and Asymmetric Fields of the Elekta Compact Linear Accelerator

Mahsa Naghiloo ¹ , Mohsen Khosroabadi ² , Alireza Abaspour ³ , Hamid Reza Sadeghi ^{4,5} , Hamid-Reza Sadoughi ^{6,7,*} 

¹ Student of medicine, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

² Department of Medical Physics and Radiology, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

³ Department of Pathobiology and Medical Laboratory Science, School of Medicine, North Khorasan University of Medical Science, Bojnurd, Iran

⁴ Department of Radiology, School of Paramedical Sciences, Torbat Heydariyeh University of Medical Sciences, Torbat Heydariyeh, Iran

⁵ Research Center of Advanced Technologies in Medicine, Torbat Heydariyeh University of Medical Sciences, Torbat Heydariyeh, Iran

⁶ Department of Medical Physics and Radiology, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

⁷ Radiotherapy center, Imam Ali Hospital, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran

* **Corresponding author:** Hamid-Reza Sadoughi, Department of Medical Physics and Radiology, Faculty of Medicine, North Khorasan University of Medical Sciences, Bojnurd, Iran. E-mail: sadoughi.hamid@gmail.com

DOI: [10.52547/nkums.13.3.15](https://doi.org/10.52547/nkums.13.3.15)

How to Cite this Article:

Naghiloo M, Khosroabadi M, Abaspour A, Sadeghi HR, Sadoughi HR. Accuracy Evaluation of Isogray TPS Dose Calculations in Symmetric and Asymmetric Fields of the Elekta Compact Linear Accelerator. *J North Khorasan Univ Med Sci.* 2021;13(3):15-22. DOI: 10.29252/nkjms-13032

Received: 08 Sep 2021

Accepted: 03 Oct 2021

Keywords:

Radiation Therapy, Dosimetry, Symmetric and Asymmetric Fields, Treatment Planning System

Abstract

Introduction: Radiation therapy is one of the most important methods of cancer treatment. Radiation therapy uses symmetric and asymmetric fields in which the radiation dose distribution is different. To calculate the dose distribution, computer treatment planning systems are used which must have acceptable calculations accuracy. The aim of this study was to investigate the accuracy of the dose calculated by the Isogray treatment planning system in symmetric and asymmetric fields in the water phantom using ionization chamber dosimeter.

Methods: Practical measurements were performed by a Semiflex ionization chamber dosimeter in the PTW-MP3 water phantom. Depth dose data on the central axis of the beam and dose profile at a depth of 10 cm, for square fields with dimensions of 5 × 5, 10 × 10, 15 × 15, 20 × 20 and 30 × 30 cm and rectangular fields 20 × 8 And 15 × 10 cm and half beam fields with dimensions of 6 × 10 and 7 × 15 cm were measured. Corresponding data were extracted from the treatment planning system and compared with each other by gamma index.

Results: Dosimetric data and treatment planning system were in good agreement for depth dose percentage and dose profile, and for almost all points, the gamma index value was less than one with strict criteria of 2% dose difference and 2 mm difference in distance.

Conclusions: The results show the acceptable accuracy of Isogray treatment planning system in dose calculations for symmetric and asymmetric open fields in homogeneous water phantoms.



ارزیابی صحت محاسبات دوز سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدانهای متقارن و نامتقارن دستگاه شتابدهنده خطی الکتا کامپکت در فانتوم آب

مهسا نقی لو^۱ ID، محسن خسروآبادی^۲ ID، علیرضا عباسپور^۳ ID، حمیدرضا صادقی^۴ ID، حمیدرضا صدوقی^{۵،۶} ID*

^۱ دانشجوی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
^۲ مربی، گروه فیزیک پزشکی و پرتوشناسی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
^۳ استادیار، گروه پاتوبیولوژی و علوم آزمایشگاهی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
^۴ استادیار، گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تربت حیدریه، تربت حیدریه، ایران
^۵ استادیار، مرکز تحقیقات فن آوری های نوین پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تربت حیدریه، تربت حیدریه، ایران
^۶ استادیار، گروه فیزیک پزشکی و پرتوشناسی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
^۷ بخش پرتودرمانی، بیمارستان امام علی (ع)، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران
 * نویسنده مسئول: حمیدرضا صدوقی، استادیار، گروه فیزیک پزشکی و پرتوشناسی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی، بجنورد، ایران. ایمیل: sadoughi.hamid@gmail.com

DOI: 10.52547/nkums.13.3.15

چکیده	تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۶/۱۷
مقدمه: پرتودرمانی یکی از مهمترین روشهای درمان سرطان می باشد. در پرتودرمانی از میدان های متقارن و نامتقارن بهره گرفته می شود که توزیع دوز پرتویی در آنها متفاوت است. برای محاسبه توزیع دوز، از سیستم های طراحی درمان کامپیوتری استفاده می شود که باید صحت محاسبات قابل قبولی داشته باشند. هدف از این مطالعه، بررسی صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدان های متقارن و نامتقارن در فانتوم آب با استفاده از دوزیمتر اتاقک یونش می باشد.	تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۷/۱۱
روش کار: اندازه گیری عملی توسط دوزیمتر اتاقک یونش Semiflex در فانتوم آب PTW-MP3 انجام گرفت. داده های درصد دوز عمقی روی محور مرکزی باریکه و پروفایل دوز در عمق ۱۰ سانتیمتر، برای میدان های مربعی با ابعاد ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵، ۲۰×۲۰ و ۳۰×۳۰ سانتیمتر و میدان های مستطیلی ۸×۲۰ و ۱۰×۱۵ سانتیمتر و میدان های half beam به ابعاد ۶×۱۰ و ۷×۱۵ سانتیمتر اندازه گیری شد. داده های متناظر از سیستم طراحی درمان استخراج گردید و توسط شاخص گاما با یکدیگر مقایسه شدند.	واژگان کلیدی:
یافته ها: داده های دوزیمتری و سیستم طراحی درمان، برای درصد دوز عمقی و پروفایل دوز در توافق خوبی بودند و تقریباً برای تمامی نقاط، مقدار شاخص گاما با معیارهای سخت گیرانه ۲٪ اختلاف دوز و ۲ mm ² اختلاف فاصله، کمتر از یک بود.	پرتودرمانی، دوزیمتری، میدان های متقارن و نامتقارن، سیستم طراحی درمان
نتیجه گیری: نتایج، دقت قابل قبول سیستم طراحی درمان ایزوگری در محاسبات دوز، برای میدان های باز متقارن و نامتقارن در فانتوم همگن آب، را نشان می دهد.	

مقدمه

امروزه سرطان یکی از مهمترین عوامل مرگ و میر در جهان است. درمان سرطان یک ترکیبی از روش های جراحی، پرتودرمانی، شیمی درمانی، ایمونوتراپی، هورمون درمانی و ... می باشد (۱، ۲). پرتودرمانی به عنوان یکی از مهمترین روشهای معالجه بسیاری از سرطانها به کار گرفته می شود. در کشور ما برای پرتودرمانی، بیشتر از تله ترابی با پرتوهای الکترونی و فوتونی که توسط دستگاه های شتابدهنده خطی تولید می شوند، استفاده می گردد. میزان پرتودهی دستگاه شتابدهنده را با مانیتور یونیت (MU) نشان می دهند. معمولاً دستگاههای شتابدهنده به گونه ای کالیبره می شوند که هر ۱۰۰ مانیتور یونیت، دوز پرتویی یک گری (Gy) را می دهد (۳).

در پرتودرمانی از میدان های به شکل مربع و مستطیل و با اندازه های مختلف استفاده می شود. اندازه میدان را یک جفت فک که در جهت x حرکت می کنند و یک جفت فک دیگر که در جهت y حرکت می کنند، تعیین می کنند. بنا به موقعیت و شکل تومور، گاهی لازم است که میدان به صورت نامتقارن باز شود مثلاً میزان باز شدن دو فک در جهت x با یکدیگر متفاوت باشد (شکل ۱). یکی از کاربردهای میدان های نامتقارن، حالتی است که در طرح درمانی دو میدان مجاور وجود دارند. برای جلوگیری از ایجاد نقاط با دوز خیلی زیاد، باید از تداخل میدان ها جلوگیری نمود که یکی از روشهای کار که اجرای آن هم ساده است، استفاده از میدان های نامتقارن می باشد (۴). توزیع دوز در دو میدان

دارای این مزایا است و می تواند برای محاسبه توزیع دوز در میدان های نامتقارن و خارج از محور، با دقتی مشابه با میدان های متقارن استفاده شود (۸). تسلا فوئاس و همکاران روش های مختلفی را که دوز را در میدان های نامتقارن با استفاده از داده های میدان متقارن محاسبه می کند، مقایسه کرده اند. از میان روش های مورد بررسی توسط آنها، روش خان و همکاران برای محاسبه دوز نقطه ای در قسمت مرکزی میدان نامتقارن، بسیار ساده و دقیق است که آن را به بهترین انتخاب برای محاسبات مانیتور یونیت تبدیل می نماید (۹). پراساد و همکاران دوز اندازه گیری شده و محاسبه شده برای پرتوهای ایکس میدان های نامتقارن مقایسه کرده و یک روش ساده برای محاسبه مانیتور یونیت برای این میدان ها ارائه کرده اند که بر اساس اندازه گیری ضریب خارج از محور در عمق دوز ماکزیمم فانتوم است. روش آنها دارای قابلیت کاربرد بالینی در عمق های کمتر از ۱۰ سانتیمتر است. برای عمق های بیشتر باید صحت آن بررسی شود (۱۰).

TPS هایی می توانند استانداردهای لازم را کسب کنند، که حد قابل قبولی از خطا داشته باشند. خطا در محاسبه دوز، عواقب جبران ناپذیری به دنبال دارد: اگر میزان دوز رسیده به بافت هدف، کمتر از دوز تجویزی باشد ممکن است تومور به صورت کامل نابود نشود و عود مجدد اتفاق بیفتد و یا اگر دوز رسیده به بیمار بیشتر از دوز تجویزی باشد، باعث آسیب به سایر ارگان های در مسیر پرتو خواهد شد (۱۱-۱۳). البته ممکن است که خطای سیستم طراحی درمان در محاسبه مانیتور یونیت به دلیل اطلاعات اولیه اشتباه باشد (۱۳). بنابراین صحت دوز محاسبه شده توسط TPS حائز اهمیت بسیار زیادی است.

برای ارزیابی صحت دوز رسیده به یک نقطه مشخص، از دوزیمترهای پرتویی استفاده می شود. از لحاظ پرتویی ماده ای که بیشترین شباهت را به بافت نرم بدن انسان دارد، آب است و به همین دلیل، اندازه گیری دوز درون آب انجام می شود (۳). برای دوزیمتری به این طریق، دستگاه هایی استفاده می شود که فانتوم نامیده می شوند. نمونه های پیشرفته فانتوم ها قادرند که دوزیمتر را در مکان های مختلف درون تانکر حاوی آب، جابجا نموده و اندازه گیری انجام دهند. کیم و همکاران از آرایه دیود دو بعدی MapCHECK2 برای بررسی دو میدان نامتقارن مجاور با ابعاد $15 \times 7/5$ سانتیمتر استفاده کرده اند. داده های به دست آمده را با داده های EPID و فیلم رادیوکرومیک مقایسه کرده اند. نتایج کار آن ها نشان می دهد که این روش برای تضمین کیفیت جامع تطبیق فک نامتقارن قابل استفاده است (۱۴). در مطالعه گلستانی و همکاران روی الگوریتم های محاسبه دوز سیستم طراحی درمان ایزوگری که در فانتوم ناهمگن و با استفاده از اتاقک یونش فارمر انجام شده است، دقت خوب همه الگوریتم ها در نواحی همگن و اختلاف دوز کمتر از ۳٪ گزارش شده است ولی در نواحی دارای ناهمگنی اختلاف دوز زیادی اعلام شده است. آنها فعال کردن اصلاح ناهمگنی به صورت دستی را در حضور ناهمگنی های بزرگ، به شدت پیشنهاد نموده اند (۱۵). محمدی و همکاران دقت الگوریتم های مختلف محاسبه دوز در سیستم طراحی درمان ایزوگری در حضور پروتز مفصل ران را با نتایج شبیه سازی مونت کارلو مقایسه کرده اند. آنها اختلاف های بسیار بزرگی در حضور پروتزهای از جنس تیتانیوم و استیل گزارش کرده اند و بیان کرده اند که الگوریتم های سیستم طراحی درمان ایزوگری نمی توانند افزایش و کاهش دوز در سطوح پروگزیمال و دیستال پروتز را پیش

هم اندازه که یکی متقارن و دیگری نامتقارن است، تفاوت دارد و نمی توان نتایج اندازه گیری روی یک میدان متقارن را به یک میدان نامتقارن تعمیم داد و اندازه گیری دوز باید به صورت اختصاصی برای چنین میدان هایی انجام گیرد. واگرایی میدان و پرتوهای پراکنده شده به خارج از منطقه تحت پوشش میدان، منجر به این تفاوت می شود (۳).

در پرتودرمانی ابتدا متخصص پرتودرمانی میزان دوز لازم را تجویز می نماید؛ سپس میزان پرتودهی دستگاه برای دوز تجویزی محاسبه می شود و در مرحله آخر پرتودهی انجام می گیرد. در گذشته، میزان پرتودهی به صورت دستی محاسبه می شد ولی امروزه این محاسبات توسط سیستم های طراحی درمان (TPS) کامپیوتری انجام می گیرد. هر TPS برای محاسبه دوز، از الگوریتم استفاده می کند. هر چه دقت یک الگوریتم بیشتر باشد، محاسبات آن مدت بیشتری طول می کشد و معمولاً عکس این مطلب نیز درست است و زمان محاسبه کوتاه، خطای بیشتری دارد. طهماسبی و همکاران یک الگوریتم عمومی برای محاسبه پروفایل در هر عمق برای میدان های فوتونی متقارن و نامتقارن، دارای وج یا باز ارائه کرده اند. مزایای استفاده از این الگوریتم عبارتند از: استقلال از عمق، اندازه گیری های حداقل داده ها، سرعتی بالا، هزینه کم، سهولت در استفاده و نسبتاً دقیق. آنها چند محدودیت برای الگوریتم ارائه شده، ذکر می کنند: اول، شیلدها باید مستطیلی و مثلث باشند. دوم، این الگوریتم انحناهای سطح بدن و ناهمگنی را در نظر نمی گیرد. در نهایت، برای اثر فیلتر تخت کننده باید ضریب تصحیح دیگری در نظر گرفته شود (۵). آراکی و همکاران برای محاسبه دوز در میدان های باز نامتقارن و بی قاعده نامتقارن، از روش اصلاح پراکندگی بر اساس میدان معادل Day استفاده کرده اند. دقت این الگوریتم را با مقایسه داده های اندازه گیری شده، بررسی کرده اند. آنها توافق بین دوزهای محاسبه شده و اندازه گیری برای پرتوهای فوتونی ۴ و ۱۰ مگاولت، برای میدان های باز نامتقارن در حدود ۰.۵٪ و برای اکثر میدان های بی قاعده نامتقارن در حدود ۱٪ گزارش کرده اند (۶). سینیزو و همکاران گزارش کرده اند که اگر چه موقعیت فک در یک شتابدهنده حد قابل قبول ۱ میلیمتر را دارد ولی ناهمگنی دوز شدیدی را می توان در درمان هایی که از اتصال half beam (به میدانی که یکی از فک های کلیماتور به صورت کامل بسته شده باشد، half beam گفته می شود) استفاده می کنند، مشاهده نمود و یک روش برای کاهش این ناهمگنی های دوز ارائه کرده اند. ابتدا با فیلم دوزیمتری و شبیه سازی مونت کارلو، اختلاف محاسبه می شود و سپس فکها با توجه با خوانش پتانسیومترها که موقعیت فکها را کنترل می کنند، کالیبراسیون مجدد می شوند. در نتیجه، ناهمگنی دوز در محل اتصال می تواند ۳٪ کاهش یابد. علاوه بر این، عدم اطمینان در موقعیت فک می تواند به ۰.۲ میلیمتر کاهش یابد، که علاوه بر جاهایی که اتصال half beam استفاده می شود، می تواند کیفیت در هر نوع درمان دیگری را نیز بهبود بخشد (۷). مزایای یک الگوریتم محاسباتی که از داده های باریکه مشابه و روش مشابه برای محاسبه دوز (هم توزیع دوز نسبی و هم فاکتورهای خروجی) برای تنظیم کالیبراتورهای متقارن و نامتقارن استفاده می کند و نیازی به اندازه گیری های اضافی و فاکتورهای تصحیح، برای فیلدهای خارج محور ندارد، کاملاً مشهود است. مدل ارائه شده بر مبنای مفهوم dose-to-energy-fluence

کالیبراسیون آن به صورت سالانه توسط سازمان انرژی اتمی انجام می شود و دارای اعتبار و قابل اعتماد است. برای کلیه میدان های یاد شده، درصد دوز عمقی (PDD) روی محور مرکزی باریکه و پروفایل دوز در عمق ۱۰ سانتیمتر اندازه گیری شد. به دلیل اینکه در میدان های half beam اندازه گیری روی محور مرکزی، دقیقاً در لبه میدان قرار می گیرد و در آنجا گرادیان دوز زیادی داریم، به ناچار PDD در فاصله یک سانتیمتر از لبه میدان اندازه گیری گردید.

در مرحله بعدی، تمام میدان های یاد شده در سیستم طراحی درمان ایزوگری تنظیم شده و محاسبه دوز آنها صورت پذیرفت و فایل خروجی دوزیمتری از TPS استخراج گردید. در این فایل، داده های مربوط به دوز در نقاط مختلف میدان موجود است و با توجه به اینکه این فایل فرمت دایکام دارد، لازم است تا در نرم افزار MATLAB(R2010a, The MathWorks Inc.) باز شود و اطلاعات آن استخراج گردد.

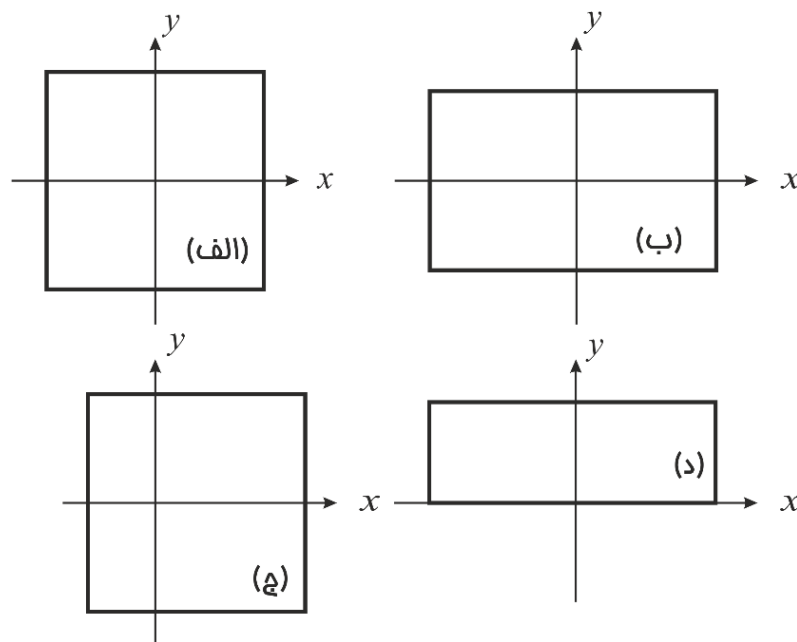
مقایسه کمی دوزیمتری عملی و دوز محاسبه شده با استفاده از شاخص گاما انجام شد (۱۷). این شاخص هم اختلاف فاصله و هم اختلاف دوز را به صورت همزمان در نظر می گیرد که یکی از معیارهای قابل قبول برای آن ۳٪ اختلاف دوز و ۳mm اختلاف فاصله می باشد (۱۸). مقدار شاخص گاما برای تک تک نقاط محاسبه می شود و اگر مقداری که برای آن به دست می آید از یک کمتر باشد، یعنی آن نقطه معیار قابل قبول را دارد و اگر مقدار شاخص گاما از یک بیشتر باشد، اختلاف مواردی که با هم مقایسه می شوند از حد مورد انتظار بیشتر است. کد محاسبه شاخص گاما در MATLAB نوشته و استفاده شد.

بینی کنند و پیشنهاد کرده اند که در میدان های درمانی که دارای پروتز مفصل ران است، از TPS های مبتنی بر مونت کارلو استفاده گردد (۱۶).

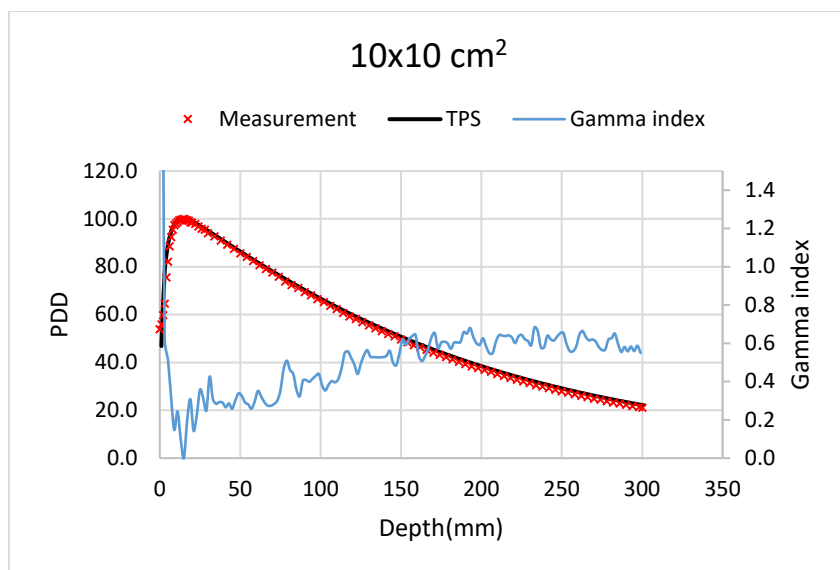
با توجه به مطالعات بررسی شده در بالا، لزوم بررسی صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ایزوگری کاملاً مشهود است که در این مطالعه بخشی از این نرم افزار مورد بررسی قرار گرفته و صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدان های متقارن و نامتقارن در فانتوم آب در بخش پرتودرمانی بیمارستان امام علی(ع) بجنورد، ارزیابی شده است. برای این منظور دوز محاسبه شده توسط ایزوگری با داده های اندازه گیری شده توسط دوزیمتر پرتویی اتاقک یونش مقایسه گردیده است.

روش کار

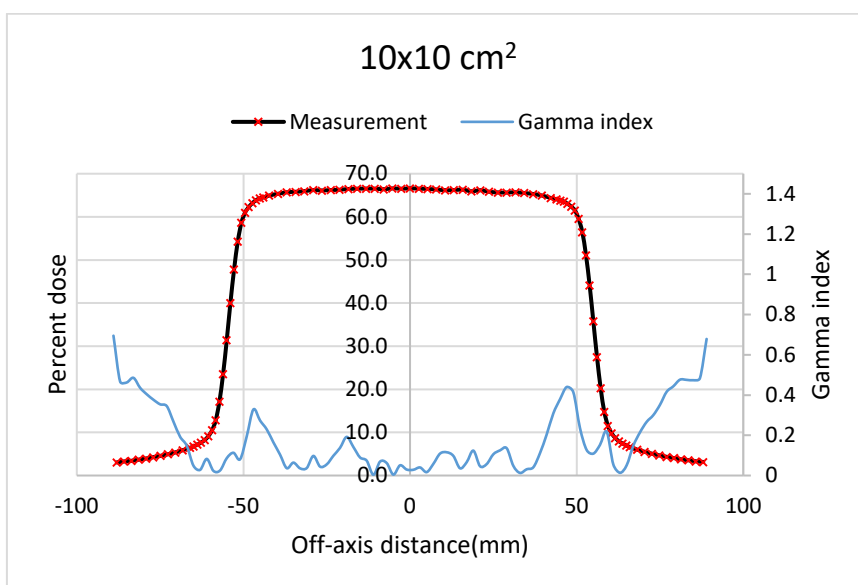
جهت ارزیابی صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدان های متقارن و نامتقارن، اندازه گیری عملی توسط دوزیمتر اتاقک یونش برای میدان های مربعی با ابعاد 5×10 ، 15×15 ، 20×20 و 30×30 سانتیمتر و میدان های مستطیلی 8×20 و 10×15 سانتیمتر و میدان های half beam به ابعاد 6×10 و 7×15 سانتیمتر انجام پذیرفت. اندازه گیری دوز به صورت نسبی و با استفاده از فانتوم MP3 (شرکت PTW، فرایبورگ، آلمان) و دو دوزیمتر اتاقک یونش Semiflex (شرکت PTW، فرایبورگ، آلمان) که یکی درون آب قرار می گیرد و در سه جهت قابلیت حرکت دارد و دیگری به عنوان مرجع است، صورت گرفت. برای اطمینان از عملکرد این دوزیمترها،



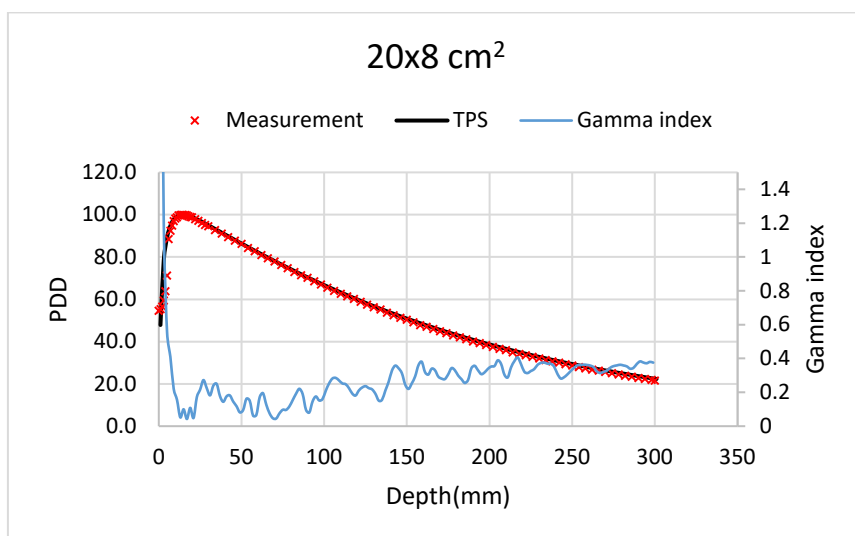
شکل ۱. (الف) میدان مربعی متقارن، (ب) میدان مستطیلی متقارن، (ج) میدان مربعی نامتقارن، فکهای در جهت x به صورت نامساوی باز شده اند، (د) میدان مستطیلی half beam فک در جهت y- کاملاً بسته است.



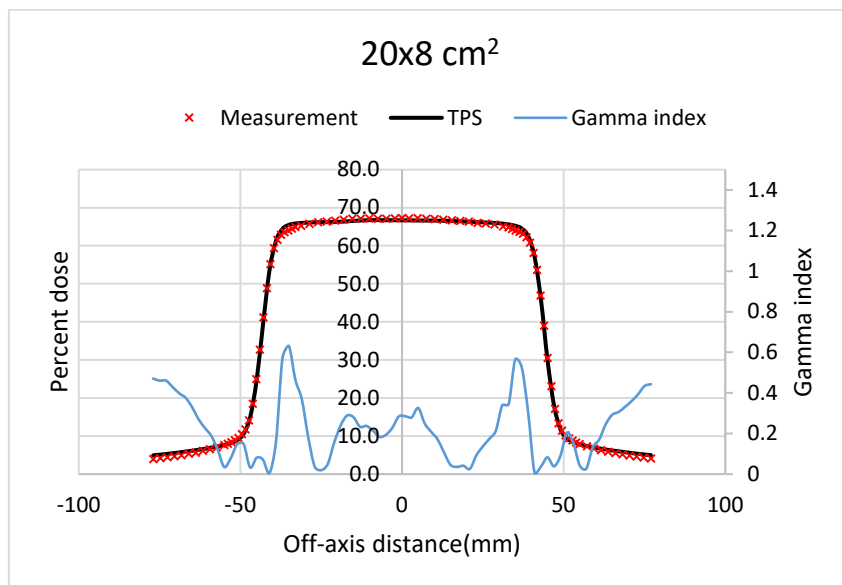
شکل ۲. PDD حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان 10x10cm² به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه



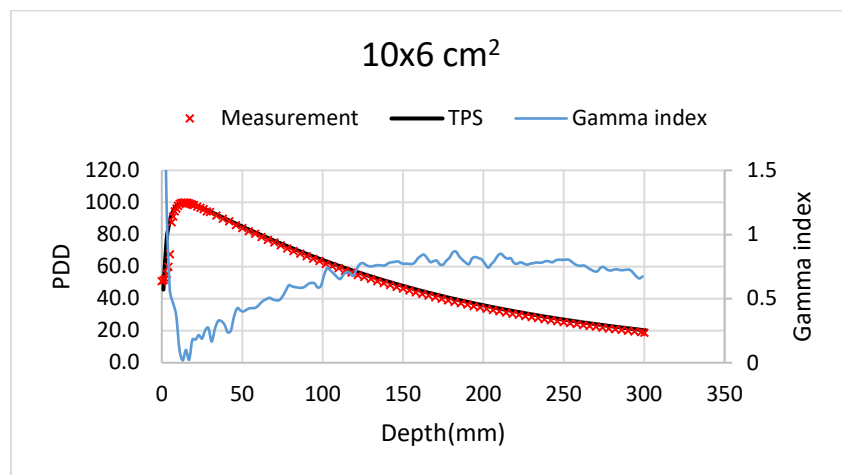
شکل ۳. پروفایل دوز حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان 10x10cm² به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه



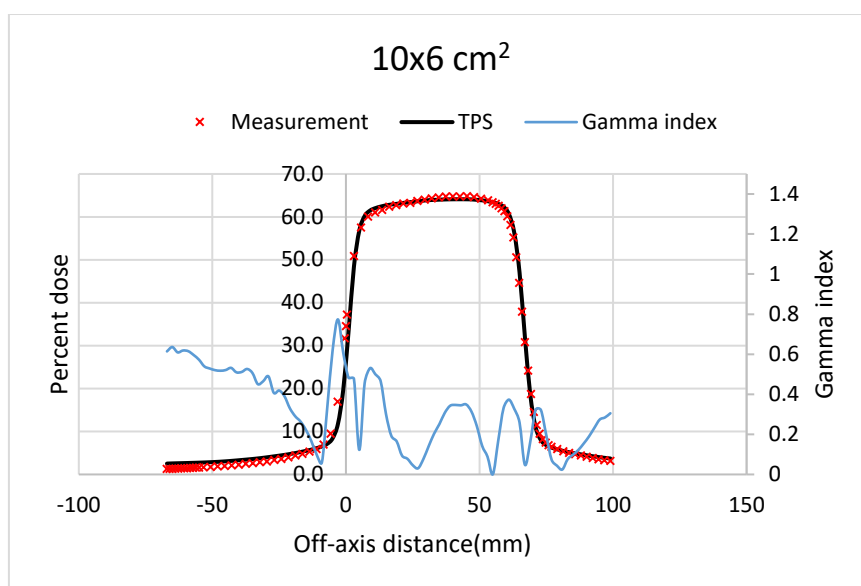
شکل ۴. PDD حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان مستطیلی 20x8cm² به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه



شکل ۵. پروفایل دوز حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان مستطیلی $20 \times 8 \text{ cm}^2$ به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه



شکل ۶. PDD حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان half beam به ابعاد $10 \times 6 \text{ cm}^2$ به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه



شکل ۷. پروفایل دوز حاصل از اندازه گیری و TPS برای میدان half beam به ابعاد $10 \times 6 \text{ cm}^2$ به همراه شاخص گاما به عنوان ابزار مقایسه

یافته ها

در این مطالعه صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدان های متقارن و نامتقارن در فانتوم آب مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور دوز محاسبه شده توسط ایزوگری با داده های اندازه گیری شده توسط دوزیمتر پرتویی اتاقک یونش مقایسه گردیده است. این مقایسه توسط شاخص گاما انجام گرفته که با معیار سخت گیرانه ۲٪ اختلاف دوز و ۲mm اختلاف فاصله اعمال شده است. درصدهای دوز عمقی مربوط به میدان های مربعی با ابعاد ۵×۵، ۱۰×۱۰، ۱۵×۱۵، ۲۰×۲۰ و ۳۰×۳۰ سانتیمتر و مقایسه آنها توسط شاخص گاما انجام گردید که برای نمونه فقط میدان با ابعاد ۱۰×۱۰ سانتیمتر به ترتیب در **شکل ۲** آورده شده است. نتایج مربوط به پروفایل دوز برای این میدان در **شکل ۳** مشاهده می شود.

درصدهای دوز عمقی مربوط به میدان های مستطیلی ۸×۲۰ و ۱۰×۱۵ سانتیمتر و مقایسه آنها توسط شاخص گاما صورت گرفت که نتایج مربوط به میدان ۸×۲۰ سانتیمتر در **شکل ۴** و نتایج مربوط به پروفایل دوز برای این میدان در **شکل ۵** نشان داده شده است.

مقایسه بین داده های مربوط به TPS و اندازه گیری با دوزیمتر برای میدان های half beam با اندازه های ۶×۱۰ و ۷×۱۵ سانتیمتر انجام پذیرفت که نتایج مربوط به میدان ۶×۱۰ سانتیمتر در **شکل ۶** و **۷** آورده شده است.

بحث

این مطالعه با هدف ارزیابی صحت محاسبه دوز سیستم طراحی درمان ایزوگری در میدان های متقارن و نامتقارن صورت گرفت. برای این منظور اندازه گیری ها با استفاده از دوزیمتر اتاقک یونش در یک فانتوم آب و محاسبات دوز سیستم طراحی درمان ایزوگری با تعریف فانتومی مشابه درون نرم افزار انجام شد. مقایسه بین این داده ها توسط شاخص گاما با مقادیر ۲٪ اختلاف دوز و ۲mm اختلاف فاصله انجام شد که از مقادیر ۳٪ اختلاف دوز و ۳mm اختلاف فاصله که توسط AAPM TG-119 پیشنهاد شده است، اختلاف کمتری را در نظر می گیرد (۱۹).

در مقایسه PDD میدان های مربعی و همان گونه که در **شکل ۲** نیز مشهود است مقدار شاخص گاما در همه عمق ها از یک کمتر است به جز در عمق های کمتر از ۵ میلی متر که از یک بیشتر است؛ بنابراین در این ناحیه اختلاف بین PDD های اندازه گیری و TPS از محدوده قابل قبول خارج است ولی سایر عمق ها معیار قابل قبول را دارند. در **شکل ۴** و مشابه با نمودارهای PDD قبلی، در ناحیه کمتر از ۵ میلی متر مقدار شاخص گاما برای میدان مستطیلی ۸×۲۰ سانتیمتر نیز از یک بیشتر است و اختلاف بین داده های اندازه گیری و TPS از حد قابل قبول تجاوز می کند. در سایر عمق ها، اختلاف از حد قابل قبول فراتر نمی رود.

شکل ۶ که PDD را برای این میدان نشان می دهد، در عمق های کمتر از ۵ میلی متر مقدار شاخص گاما بیشتر از یک دارد و عدم توافق داده های دوزیمتری و TPS در آن مشهود است. در عمق های بیشتر شاخص گاما کمتر از یک است و داده های مربوط به TPS و

دوزیمتری در توافق با هم هستند. مقدار PDD با افزایش عمق، ابتدا افزایش می یابد و بعد از ناحیه انبوهش دوز کاهش می یابد (۳) که داده های به دست آمده از ایزوگری از این روند پیروی می کنند ولی مقادیر اندازه گیری شده توسط دوزیمتر ابتدا کاهشی و تا ناحیه انبوهش دوز، افزایشی و پس از آن کاهشی هستند و روند ذکر شده را پیروی نمی کنند. این عدم پیروی از الگو به دو دلیل ممکن است اتفاق افتاده باشد، یکی اینکه دوزیمتری در ناحیه انبوهش دوز، عدم قطعیت زیادی دارد و داده های اندازه گیری شده قابل اتکا نیستند و دوم اینکه به خاطر حجم دوزیمتر که در سطح آب (نقطه صفر) حدود نیمی از آن خارج آب قرار می گیرد، اندازه گیری غیر دقیقی را انجام خواهد داد. بنابراین عدم توافق محاسبات دوز توسط ایزوگری و اندازه گیری عملی، به دلیل خطا (و یا عدم قطعیت) در اندازه گیری دوز توسط دوزیمتر بوده است (۲۰).

مقایسه پروفایل های دوز میدان های مربعی و مشابه با **شکل ۳** که مربوط به میدان ۱۰×۱۰ سانتیمتر است، مقدار شاخص گاما در همه ناحیه ها کمتر از یک است و اختلاف داده های اندازه گیری و TPS در حد قابل قبول قرار دارد. مقدار شاخص گاما با افزایش اندازه میدان کمتر می شود که نشان از دقت بیشتر نرم افزار ایزوگری در محاسبه دوز این میدان ها دارد. **شکل ۵** که مربوط به پروفایل های دوز میدان یاد شده است، شاخص گاما در همه نقاط کمتر از یک است و توافق خوبی بین داده های دوزیمتری و TPS را نشان می دهد.

در **شکل ۷** پروفایل دوز قابل مشاهده است که با وجود اینکه در تمامی ناحیه ها شاخص گاما از یک کمتر است و توافق خوبی بین داده های دوزیمتری و TPS وجود دارد ولی در لبه نزدیک به محور مرکزی که یکی از فکها بسته شده است، گرادیان دوز داده های دوزیمتری از گرادیان دوز داده های TPS کمتر است. مقایسه داده های مربوط به پروفایل دوز نشان می دهد که داده های محاسبه شده توسط ایزوگری در توافق خوبی با داده های اندازه گیری شده توسط دوزیمتر قرار دارد. البته در **شکل های ۶ و ۷** که مقایسه داده ها در میدان half beam با ابعاد ۶×۱۰ سانتیمتر را نشان می دهند، اختلاف از سایر میدان ها کمی بیشتر است هر چند که هنوز هم در محدوده قابل قبول قرار دارند. در لبه نزدیک به محور مرکزی که یکی از فکها بسته شده است، گرادیان دوز داده های به دست آمده از اندازه گیری با دوزیمتر از گرادیان دوز داده های TPS کمتر است که دلیل آن حجم حساس اتاقک یونش می باشد که عملاً روی داده ها متوسط گیری انجام می دهد. در این گونه موارد بهتر است که از دوزیمترهای با حجم حساس کوچکتر مانند دوزیمترهای نیمه هادی (دیود) استفاده گردد (۲۰).

علی رغم اینکه سیستم طراحی درمان ایزوگری در مواردی شامل فانتوم های ناهمگن یا وجود ناهمگنی های با اختلاف زیاد (مثل پروتورها) و یا الگوریتم های مختلف آن، توسط سایر محققان مورد ارزیابی قرار گرفته است (۱۵، ۱۶، ۲۱) ولی نویسندگان علی رغم جستجوی زیاد نتوانستند بررسی این سیستم طراحی درمان در میدان های مستطیلی متقارن و نامتقارن در فانتوم همگن آب را بیابند. البته نتایج این بررسی دقت بالای محاسبات دوز سیستم طراحی درمان ایزوگری در چنین میدان هایی را نشان می دهد.

در ادامه این بررسی می توان صحت محاسبات نرم افزار ایزوگری برای سایر حالت ها مانند میدان های دارای شیلد، میدان های دارای وج، انتهای بدن بیمار و حضور ناهمگنی در بافت، را نیز مورد سنجش قرار داد.

تشکر و قدردانی

این گزارش از پایان نامه مصوب در دانشگاه علوم پزشکی خراسان شمالی با کد اخلاقی IR.NKUMS.REC.1398.042 مستخرج شده است.

نتیجه گیری

با توجه به اینکه بررسی صحت دوز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ضروری است؛ در این مطالعه بخشی از نرم افزار ایزوگری مورد بررسی قرار گرفت و دوز محاسبه شده توسط این سیستم طراحی درمان در میدان های متقارن و نامتقارن در فانتوم آب، ارزیابی شد. مقایسه کمی بین دوز محاسبه شده توسط ایزوگری و داده های اندازه گیری شده با دوزیمتر، توسط شاخص گاما و با معیارهای سخت گیرانه ۲٪ اختلاف دوز و ۲mm اختلاف فاصله انجام گردید. نتایج نشان داد که سیستم طراحی درمان ایزوگری برای میدان های باز متقارن و نامتقارن در فانتوم همگن آب، محاسبات دوز کاملاً قابل قبولی ارائه می دهد.

References

- Types of Cancer Treatment NIH. National Cancer Institute 2021. Available from: <https://www.cancer.gov/about-cancer/treatment/types>.
- Pazdur R, Coia LR, Hoskins WJ, Wagman LD. Cancer Management: A Multidisciplinary Approach; Medical, Surgical, & Radiation Oncology: FA Davis Company 2004.
- Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins 2014.
- Khan FM, Gibbons JP, Sperduto PW. Khan's Treatment Planning in Radiation Oncology: Lippincott Williams & Wilkins 2016.
- Tahmasebi Birgani MJ, Chegeni N, Arvandi S, Razmjoo Ghalaei S, Zabihzadeh M, Khezerloo D. Analytical approach for determining beam profiles in water phantom of symmetric and asymmetric fields of wedged, blocked, and open photon beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(6):4424. doi: 10.1120/jacmp.v14i6.3918 pmid: 24257286
- Araki F, Ikeda R, Moribe N, Shirakawa Y, Hatemura M, Shimonobou T, et al. Dose calculation for asymmetric photon fields with independent jaws and multileaf collimators. *Med Phys*. 2000;27(2):340-345. doi: 10.1118/1.598836 pmid: 10718137
- Cenizo E, Garcia-Pareja S, Galan P, Bodineau C, Caudepon F, Casado FJ. A jaw calibration method to provide a homogeneous dose distribution in the matching region when using a monoisocentric beam split technique. *Med Phys*. 2011;38(5):2374-2381. doi: 10.1118/1.3581377 pmid: 21776772
- Hurkmans C, Knoos T, Nilsson P. Dosimetric verification of open asymmetric photon fields calculated with a treatment planning system based on dose-to-energy-fluence concepts. *Phys Med Biol*. 1996;41(8):1277-1290. doi: 10.1088/0031-9155/41/8/003 pmid: 8858720
- Tsalafoutas IA, Xenofos S, Papalexopoulos A, Nikolettopoulos S. Dose calculations for asymmetric fields defined by independent collimators using symmetric field data. *Br J Radiol*. 2000;73(868):403-409. doi: 10.1259/bjr.73.868.10844866 pmid: 10844866
- Prasad SC, Krol A, Bassano DA. Comparison of measured and calculated dose for asymmetric x-ray beams defined by independently movable collimators. *Med Dosimetry Official J America Associat Med Dosimetr*. 1996;21(2):105-107.
- Soderstrom K, Nilsson P, Dalianis T, Kjellen E, Zackrisson B. Regional recurrence of oropharyngeal cancer after definitive radiotherapy: a case control study. *Radiat Oncol*. 2015;10:117. doi: 10.1186/s13014-015-0422-8 pmid: 26014350
- Nevens D, Duprez F, Daisne JF, Schatteman J, Van der Vorst A, De Neve W, et al. Recurrence patterns after a decreased dose of 40Gy to the elective treated neck in head and neck cancer. *Radiother Oncol*. 2017;123(3):419-423. doi: 10.1016/j.radonc.2017.03.003 pmid: 28342647
- Derreumaux S, Etard C, Huet C, Tromprier F, Clairand I, Bottollier-Depois JF, et al. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat Prot Dosimetry*. 2008;131(1):130-135. doi: 10.1093/rpd/ncn235 pmid: 18725379
- Kim SM, Chmielewski R, Abbas A, Yeung IW, Moseley DJ. Quality assurance of asymmetric jaw alignment using 2D diode array. *Med Phys*. 2013;40(12):122101. doi: 10.1118/1.4828784 pmid: 24320528
- Golestani A, Houshyari M, Mostaar A, Jabbari Arfaie A. Evaluation of Dose Calculation Algorithms of Isogray Treatment Planning System Using Measurement in Heterogeneous Phantom. *Rep Radiother Oncol*. 2015;2(3):e5320. doi: 10.17795/rro-5320
- Mohammadi K, Hassani M, Ghorbani M, Farhood B, Knaup C. Evaluation of the accuracy of various dose calculation algorithms of a commercial treatment planning system in the presence of hip prosthesis and comparison with Monte Carlo. *J Cancer Res Ther*. 2017;13(3):501-509. doi: 10.4103/0973-1482.204903 pmid: 28862217
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-661. doi: 10.1118/1.598248 pmid: 9608475
- Li H, Dong L, Zhang L, Yang JN, Gillin MT, Zhu XR. Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. *Med Phys*. 2011;38(12):6730-6741. doi: 10.1118/1.3659707 pmid: 22149855
- Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*. 2009;36(11):5359-5373. doi: 10.1118/1.3238104 pmid: 19994544
- Podgorsak EB. Radiation oncology physics: IAEA Vienna 2005.
- Hasani M, Mohammadi K, Ghorbani M, Gholami S, Knaup C. A Monte Carlo evaluation of dose distribution of commercial treatment planning systems in heterogeneous media. *J Cancer Res Ther*. 2019;15(Supplement):S127-S134. doi: 10.4103/jcrt.JCRT_1210_16 pmid: 30900634