



انجمن حفاظت در برابر اشعه ایران

مقاله پژوهشی

مجله سنجش و ایمنی پرتو، جلد ۱۱ شماره ۲، تابستان ۱۴۰۱، صفحه ۹۳-۱۰۵

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۱/۰۵/۲۰، تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۱۱/۲۳



ارزیابی صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOgray برای میدان‌های تابشی مجاورهم در پرتودرمانی

علی رسولی^۱، محمود نراقی آرانی^۲، اکبر علی اصغر زاده^۱ و باقر فرهود^{۱*}

^۱گروه فیزیک پزشکی و رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، کاشان، اصفهان، ایران.

^۲مرکز توسعه تحقیقات بالینی، بیمارستان آیت الله یثربی (ره)، کاشان، اصفهان، ایران.

*اصفهان، کاشان، دانشگاه علوم پزشکی کاشان، دانشکده پیراپزشکی، گروه فیزیک پزشکی-رادیولوژی، کدپستی: ۸۷۱۵۹۸۱۱۵۱

پست الکترونیکی: bffarhood@gmail.com

چکیده

میدان‌های تابشی مجاورهم در برخی از روش‌های پرتودرمانی استفاده می‌شوند. هنگام استفاده از میدان‌های تابشی مجاورهم، امکان خطاهای دز قابل توجهی در محل اتصال میدان‌ها محتمل است. بنابراین، صحت محاسبه دز در سیستم طراحی درمان باید کافی باشد. بر همین اساس، در مطالعه حاضر، به ارزیابی صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOgray برای میدان مجاورهم پرداخته شد. برای ارزیابی صحت محاسبات دز، ابتدا پروفایل‌های دز با استفاده از دزیتر Semiflex مدل TM31010 در فانتوم آب PTW-MP3 در عمق‌های ۱، ۱/۵، ۵ و ۱۰ سانتی‌متری در ابعاد میدان‌های تابشی مختلف (۶ × ۶، ۱۰ × ۱۰ و ۲۰ × ۲۰ سانتی‌متر مربع) اندازه‌گیری شدند. در مرحله بعدی، محاسبات دز توسط سیستم طراحی درمان ISOgray انجام شد. در نهایت، پروفایل‌های دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده با استفاده از شاخص گاما با یکدیگر مقایسه شده و صحت محاسبات سیستم طراحی درمان ISOgray مورد ارزیابی قرار گرفت. صحت کلی محاسبات سیستم طراحی درمان در منطقه انبوهش دز (با معیار پذیرش $DD = 5\%$ و $DTA = 3\text{ mm}$) و ناحیه بعد از منطقه انبوهش دز (با معیار پذیرش $DD = 5\%$ و $DTA = 3\text{ mm}$) در محدوده‌ی قابل قبول بود. علاوه بر این، صحت کلی محاسبات دز تحت تأثیر ابعاد میدان قرار نگرفت. تجزیه و تحلیل یافته‌ها در محل اتصال میدان‌ها (match-line) نشان داد که صحت محاسبات دز برای پروفایل‌های دز در عمق ۱ سانتی‌متری در محدوده قابل قبولی بود. به هر حال، صحت محاسبات دز برای عمق‌های دیگر کاهش یافت. یافته‌ها نشان دادند که صحت محاسبات دز کلی سیستم طراحی درمان ISOgray برای میدان‌های تابشی مجاورهم قابل قبول است. با این حال، صحت محاسبات دز ناحیه match-line برای عمق‌های پس از ناحیه انبوهش دز در محدوده قابل قبولی نبود.

کلیدواژه‌گان: پرتودرمانی، سیستم طراحی درمان، صحت محاسبه دز، ایزوگری، میدان‌های تابشی مجاورهم.

۱. مقدمه

حال افزایش است. براساس یک گزارش اخیر، تخمین زده می‌شود که در سال ۲۰۴۰، تعداد ۲۸/۴ میلیون مورد جدید سرطان در سراسر جهان تشخیص داده شود که این میزان ۴۷

سرطان عامل مهم مرگ و میر و مانع مهمی برای افزایش امید به زندگی در جهان است [۱، ۲]. به طور کلی، بروز سرطان و مرگ و میر ناشی از آن با سرعت نگران‌کننده‌ای در سراسر جهان در

یافته‌های به‌دست‌آمده نشان دادند که در هر دو پرتو الکترونی و فوتونی، اختلاف بین مقادیر دز اندازه‌گیری شده توسط تراشه‌های TLD و سیستم طراحی درمان در نواحی درون میدان تابشی کمتر از ۴ درصد (برای ۹۰ درصد از نقاط ارزیابی شده) بود. با این وجود، برای مناطق خارج از میدان درمانی، تفاوت بین اندازه‌گیری‌ها و محاسبات در محدوده ۱۰ درصد تا ۴۰ درصد بود. مونسون^۲ و همکاران (۳۰)، صحت محاسبات دز سیستم‌های مختلف طراحی درمان را در ناحیه نزدیک به سطح فانتوم ارزیابی کردند. قابل ذکر است که مقادیر دز با استفاده از فیلم رادیوکرومیک قرار داده شده در عمق‌های ۵ و ۱۰ میلی متر داخل فانتوم اندازه‌گیری شدند. یافته‌ها نشان دادند که تفاوت معنی‌داری بین میانگین مقادیر دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده برای تمامی سیستم‌های طراحی درمان وجود نداشت. هاول^۳ و همکاران (۳۱)، صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان Eclipse را در نواحی خارج از میدان تابشی ارزیابی کردند. آن‌ها گزارش کردند که این سیستم طراحی درمان مقادیر دز خارج از میدان درمانی را در مقایسه با مقادیر دزهای اندازه‌گیری شده کمتر محاسبه می‌کند. همچنین، نتایج نشان دادند که صحت محاسبات دز این سیستم طراحی درمان برای مناطق خارج از میدان درمان ناکافی است.

میدان‌های تابشی مجاورهم در برخی از روش‌های پرتودرمانی مانند تابش کل کمپارتمان عضلانی در درمان soft-tissue sarcoma، میدان‌های تابشی mantle و inverted-Y در درمان بیماری هوجکین^۴، میدان‌های تابشی craniospinal در درمان مدولابلاستوما و غیره استفاده می‌شوند. از جمله دلایل استفاده از میدان‌های تابشی مجاورهم در پرتودرمانی می‌توان به حجم درمانی مورد نیاز بزرگتر از حداکثر ابعاد میدان تابش در دسترس

درصد بیشتر از ۱۹/۳ میلیون مورد تشخیص داده شده در سال ۲۰۲۰ خواهد بود [۳]. روش‌های درمانی مختلفی برای درمان سرطان وجود دارد؛ از این میان می‌توان به مواردی مانند جراحی، پرتودرمانی، شیمی درمانی، امواج فراصوت با شدت بالا، هورمون درمانی، ایمنی درمانی و غیره اشاره کرد [۴-۶]. در بین این روش‌های درمانی، پرتودرمانی یک گزینه درمانی موثر برای درمان تومورهای مختلف است؛ به طوری که تقریباً در نیمی از بیماران مبتلا به سرطان، پرتودرمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۷-۱۰].

پرتودرمانی دارای فرآیند پیچیده‌ای بوده و شامل یک زنجیره‌ای از فرآیندها است. این زنجیره با تشخیص بیمار و مرحله بندی تومور شروع می‌شود و با درمان تومور از طریق روش‌های خاص، انرژی پرتو مشخص و سایر پارامترهای پرتوی به اوج خود می‌رسد. وجود صحت در هر یک از این مراحل تأثیر مهم و حیاتی بر نتیجه درمان دارد. برای دستیابی به صحت قابل قبول، خطا در تمامی این مراحل نباید تا حد امکان به حداقل برسد [۱۱-۱۳]. سیستم طراحی درمان یک جزء اساسی از فرآیند پرتودرمانی است؛ از این رو، عملکرد صحیح این سیستم برای موفقیت درمان ضروری است [۱۴]. به عبارت دیگر، عدم قطعیت یا خطا در این مرحله از درمان می‌تولند منجر به کاهش اثربخشی درمان همراه با پیامدهای نامطلوب قابل توجهی شود [۱۱، ۱۲]. بر همین اساس، در سالیان اخیر چندین دستورالعمل و پروتکل برای تضمین کیفیت (QA^۱) سیستم‌های طراحی درمان منتشر شده است [۱۵-۱۹].

صحت محاسبات دز سیستم‌های مختلف طراحی درمان در برخی از مطالعات ارزیابی شده‌اند [۲۰-۲۹]. بحرینی طوسی و همکاران [۲۸]، صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOgray را در پرتودرمانی craniospinal ارزیابی کردند.

³ Howell

⁴ Hodgkin

¹ Quality assurance

² Moncion

شده از شتاب دهنده خطی زیمنس پریموس (شرکت زیمنس، ارلانگن، آلمان) نصب شده در مرکز پرتودرمانی بیمارستان آیت الله یثربی (ره) (کاشان، ایران) تحت تابش قرار گرفت.

اندازه‌گیری دز در فانتوم تحت تابش توسط دزیتر Semiflex-TM31010 با حجم ح ساس ۱ سمی ۰/۱۲۵ سانتی‌متر مکعب (شرکت PTW، فرایبورگ، آلمان) در میدان‌های تابشی مجاورهم با اندازه‌های مختلف (۶×۶، ۱۰×۱۰ و ۲۰×۲۰ سانتی‌متر مربع)، اندازه چشمه تا سطح (SSD¹) برابر با ۱۰۰ سانتی‌متر و زاویه پرتو برابر با صفر درجه انجام شد. همچنین، لازم به ذکر است پروفایل‌های دز در عمق‌های ۱، ۱/۵، ۵ و ۱۰ سانتی‌متری اندازه‌گیری شدند.

در این مطالعه برای ایجاد میدان فوتون-فوتون مجاورهم از تکنیک Half-Beam استفاده کردیم (شکل ۱). به عنوان مثال، برای ایجاد یک میدان فوتون-فوتون با ابعاد میدان ۱۰×۱۰ سانتی‌متر مربع، در مرحله اول یک میدان فوتونی با ابعاد میدان ۵×۱۰ سانتی‌متر مربع با نام Half Beam-A توسط کولیماتور ایجاد کردیم. سپس فانتوم تحت تابش قرار گرفت و پروفایل دز در عمق‌های مختلف اندازه‌گیری شد. در مرحله دوم، یک میدان با ابعاد میدان ۵×۱۰ سانتی‌متر مربع با نام Half Beam-B ایجاد شد و همانند مرحله اول، فانتوم تحت تابش قرار گرفت و پروفایل‌های دز اندازه‌گیری شدند. با ترکیب این دو میدان، میدان فوتون-فوتون مجاورهم ایجاد شد. همچنین با ترکیب اندازه‌گیری‌های به دست آمده از تابش هر دو میدان، پروفایل‌های دز ناشی از میدان فوتون-فوتون مجاورهم به دست آمدند.

و آناتومی بیمار (محدودیت‌های طبیعی بافت و کانتور بیمار که به موجب آن به بیش از یک میدان درمانی نیاز است) اشاره کرد. با این حال، هنگام استفاده از میدان‌های تابشی مجاورهم، احتمال بروز خطاهای بزرگ دز در محل اتصال میدان‌های تابشی (match-line) وجود دارد که این امر می‌تواند منجر به عوارض جانبی شدید (در صورت دریافت بیش از حد دز) و عود تومور (در صورت دریافت کمتر از نیاز دز) شود [۳۲]. مشکلات مربوط به میدان‌های تابشی مجاورهم به‌طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته است [۳۳-۳۷]. با توجه به موارد فوق، لازم است صحت دز محاسبه شده توسط سیستم‌های طراحی درمان هنگام استفاده از تکنیک میدان‌های تابشی مجاورهم ارزیابی شود.

تاکنون هیچ مطالعه‌ای در مورد ارزیابی صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray در میدان‌های تابشی مجاورهم در پرتودرمانی انجام نشده است. از این رو، در این مطالعه صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray را برای میدان‌های تابشی مختلف ارزیابی کردیم.

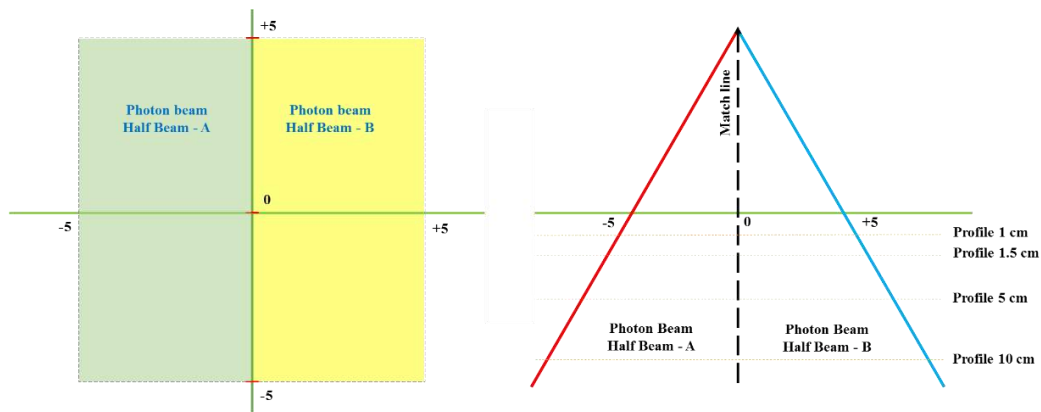
۲. مواد و روش‌ها

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی با کد اخلاق IR.KAUMS.NUHEPM.REC.1399.084 از دانشگاه علوم پزشکی کاشان است.

۱.۲. تابش‌دهی فانتوم و اندازه‌گیری مقادیر دز

در مطالعه حاضر از فانتوم آب MP3-M (شرکت PTW، فرایبورگ، آلمان) با ابعاد ۵۰×۵۰×۵۰ سانتی‌متر مکعب استفاده شد. این فانتوم با پرتوهای ایکس با انرژی 6 MeV ساطع

¹ Source to surface distance



شکل ۱. نمای شماتیک یک میدان فوتون- فوتون مجاور هم به همراه پروفایل های دز در عمق های مختلف.

۲.۲. سیستم طراحی درمان و محاسبات دز

شده و محاسبه شده استفاده کرده اند [۲۰، ۲۸-۲۲]. بر اساس این روش، تفاوت بین توزیع دز اندازه گیری شده و محاسبه شده با استفاده از معادله ۱ به دست می آید:

$$\gamma(r_m) = \min \{ \Gamma(r_m, r_c) \} \forall \{ r_c \} \quad (1)$$

همچنین،

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_m^2}} \quad (2)$$

لازم به ذکر است که در این رابطه $\delta(r_m, r_c)$ تفاوت بین مقدار دز اندازه گیری شده و مقدار دز محاسبه شده و $r(r_m, r_c)$ فاصله بین نقطه اندازه گیری دز تا نقطه محاسبه دز می باشد. همچنین، ΔD_m معیار پذیرش اختلاف دز و Δd_m معیار پذیرش فاصله تا توافق است.

در تجزیه و تحلیل با استفاده از شاخص گاما، معیارهای پذیرش و عدم پذیرش به این شرح است: برای $\gamma(r_m) \leq 1$ ، صحت دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان مورد تایید بوده و برای $\gamma(r_m) > 1$ ، صحت دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان مورد قبول نیست.

برای محاسبه دز در نقاط مختلف، از سیستم طراحی درمان ISOgray نسخه ۴/۲/۳ (شرکت Dosisoft، کاجان، فرانسه) استفاده شد. به این منظور، ابتدا با استفاده از سیستم طراحی درمان یک فانتوم آب با ابعاد $50 \times 50 \times 50$ سانتی متر مکعب شبیه سازی شد. در مرحله دوم، میدان های تابشی مجاور هم فوتون- فوتون با اندازه های مختلف (6×6 ، 10×10 و 20×20 سانتی متر مربع) طراحی شدند. سپس، پروفایل های دز برای هر کدام از میدان ها با استفاده از سیستم طراحی درمان استخراج شدند (لازم به ذکر است که نقاط مختلف محاسبه دز با نقاط اندازه گیری دز مطابقت داشت).

۳.۲. آنالیز نتایج

در این مطالعه از روش شاخص گاما برای مقایسه توزیع دز اندازه گیری شده توسط دزیتر و محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان استفاده شد. این روش برای اولین بار توسط لو^۱ و همکاران [۲۰] مورد استفاده قرار گرفت. این شاخص به طور همزمان از معیارهای تفاوت دز (DD^2) و فاصله تا توافق (DTA^3) استفاده می کند [۲۱]. برخی از مطالعات از روش شاخص گاما برای مقایسه کمی توزیع دز اندازه گیری

² Dose difference

³ Distance to agreement

¹ Low

۱.۳. ارزیابی صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان

ISOgray: اثر ابعاد میدان

نتایج مربوط به ارزیابی تأثیر ابعاد میدان بر صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray در جدول ۲ ارائه شده‌اند.

همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، برای پروفایل دز در عمق ۱ سانتی‌متر (منطقه انبوهش دز) با $DD = 5\%$ و $DTA = 3\text{ mm}$ ، در صد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما در پروفایل‌های دز برای ابعاد میدان‌های تابشی 6×6 ، 10×10 و 20×20 سانتی‌متر مربع به ترتیب 96% ، 100% و 98% بود. هنگامی که معیار پذیرش پارامتر DD افزایش یافت ($DD = 10\%$ یا $DD = 15\%$ و $DTA = 3\text{ mm}$)، درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما در پروفایل‌های دز برای ابعاد میدان‌های مربوطه به 100% افزایش یافت. در نتیجه، می‌توان اشاره کرد که صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان برای ابعاد میدان‌های تابشی ارزیابی شده تقریباً یکسان بود (تفاوت مقادیر در صد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما کمتر از 5% بود). به عبارت دیگر، صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان در ناحیه انبوهش دز (پروفایل دز در عمق ۱ سانتی‌متر) تحت اندازه‌های مختلف میدان تابشی تغییر نمی‌کند. نتایج برای سایر عمق‌ها (پروفایل‌های دز در عمق‌های $1/5$ ، 5 و 10 سانتی‌متر) با مقادیر مختلف پارامتر DD در جدول ۳ آورده شده‌اند. نتایج نشان دادند که صحت محاسبات دز برای عمق‌های پس از ناحیه انبوهش دز کاهش می‌باید و در صد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما از 69% تا 97% برای $DD = 3\%$ ، از 75% تا 97% برای $DD = 4\%$ و از 94% تا 100% برای

در مطالعه حاضر، براساس مطالعه ونسلر^۱ و همکاران [۲۹] معیار پذیرش پارامتر DTA اعمال شده در تمامی ابعاد میدان‌های تابشی ارزیابی شده 3 میلی‌متر بود، در حالی که معیار پذیرش پارامتر DD در نقاط مختلف اندازه‌گیری دز متفاوت بود (جدول ۱).

جدول (۱): مقادیر پارامتر اختلاف دز (DD) استفاده شده در فرمول شاخص گاما در عمق‌های مختلف فانتوم آب.

	عمق (سانتی‌متر)	DD (%)				
		۳	۴	۵	۱۰	۱۵
پروفایل‌های دز	۱	-	-	✓	✓	✓
	۱/۵	✓	✓	✓	-	-
	۵	✓	✓	✓	-	-
	۱۰	✓	✓	✓	-	-

۳. نتایج و بحث

تفاوت‌های بین توزیع دز اندازه‌گیری شده توسط دزیمتر و محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان ISOgray برای میدان‌های تابشی مجاورهم با اندازه‌های مختلف به صورت کمی با استفاده از روش شاخص گاما ارزیابی شدند و نتایج به دست آمده در جدول ۲ فهرست شده‌اند. همچنین، با توجه به هدف پروژه حاضر، صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOgray در ناحیه match-line میدان‌های تابشی مجاورهم (صفحه‌ای با عرض 2 سانتی‌متر، ± 1 سانتی‌متر از محور مرکزی پرتو) به‌طور خاص ارزیابی شد و نتایج به دست آمده در جدول ۳ ارائه شده‌اند.

^۱Venselaar

داد که الگوریتم Acuros XB می‌تواند مقادیر دز را برای مناطق "درون میدان تابشی" به‌طور دقیق محاسبه کند. علاوه بر این، مقادیر درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما هیچ روند افزایشی یا کاهش‌ی را با تغییر ابعاد میدان نشان نداد.

جدول (۲): درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما برای ابعاد میدان‌های تابشی مختلف. معیار فاصله تا توافق (DTA) برای تمامی ابعاد میدان‌های تابشی مختلف برابر با ۳ میلی‌متر در نظر گرفته شد.

عمق (سانتی متر)	DD (%)	درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما در پروفایل دز			
		۶ × ۶ سانتی متر مربع	۱۰ × ۱۰ سانتی متر مربع	۲۰ × ۲۰ سانتی متر مربع	
		۱	۵	۹۶/۰	۱۰۰/۰
۱/۵	۱۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	
	۱۵	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	
	۳	۶۹/۰	۸۳/۰	۹۵/۰	
۵	۴	۸۹/۰	۹۰/۰	۹۶/۴	
	۵	۹۸/۰	۹۴/۰	۹۷/۱	
	۳	۷۴/۰	۸۵/۰	۹۶/۹	
۱۰	۴	۸۷/۰	۹۳/۰	۹۷/۵	
	۵	۱۰۰/۰	۹۸/۰	۹۷/۵	
	۳	۷۵/۰	۸۴/۰	۹۷/۵	
پروفایل دز (سانتی متر)	۱۰	۴	۸۶/۰	۸۹/۰	۹۷/۵
		۵	۹۹/۰	۹۴/۰	۹۸/۸

۲.۳. ارزیابی کلی صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray بر اساس نوع هندسه میدان تابشی

۵٪ DD بودند. این کاهش در صحت محاسبات دز می‌تواند به دلیل کاهش معیار پذیرش پارامتر DD باشد. با این حال، صحت محاسبه دز کلی سیستم طراحی درمان برای عمق‌های بعد از ناحیه انبوهش دز با معیارهای پذیرش ۵٪ DD و $DTA = 3 \text{ mm}$ قابل قبول بود. می‌توان ۱ شماره کرد که با افزایش ابعاد میدان تابشی، مقادیر درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما در اکثر موارد افزایش می‌یابد. علاوه بر این، برای پارامتر DD برابر با ۳٪ یا ۴٪، صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان تحت تأثیر ابعاد میدان قرار گرفت (در بیشتر موارد)، در حالی که در ۵٪ DD صحت محاسبات دز مستقل از ابعاد میدان بود.

در مطالعه فرهود و همکاران [۳۰]، صحت محاسبه دز سیستم‌های طراحی درمان TiGRT و Prowess Panther را در ناحیه انبوهش دز برای اندازه‌های مختلف میدان تابشی (۸×۱۰، ۱۰×۱۰ و ۱۵×۱۰ سانتی‌متر مربع) مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان دادند که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان Prowess Panther با الگوریتم collapsed cone convolution superposition در محدوده قابل قبول بود، در حالی‌که برای سیستم طراحی درمان TiGRT و سیستم طراحی درمان Prowess Panther با الگوریتم fast photon effective در محدوده قابل قبول نبود. علاوه بر این، آن‌ها نشان دادند که روند ثابت افزایشی یا کاهش‌ی با تغییر ابعاد میدان وجود نداشت. فوگلیاتا^۱ و همکاران [۳۱]، عملکرد سیستم طراحی درمان Eclipse را با الگوریتم Acuros XB در عمق‌های D_{max} (عمق حداکثر دز)، ۵، ۱۰، ۲۰ و ۳۰ سانتی‌متری در اندازه‌های مختلف میدان تابشی (از ۳×۳ سانتی‌متر مربع تا ۴۰×۴۰ سانتی‌متر مربع) بررسی کردند. ارزیابی مقادیر گاما (با معیارهای پذیرش ۱٪ DD و $DTA = 3 \text{ mm}$) نشان

^۱Fogliata

تابشی، برای تصمیم‌گیری بالینی مناسب محتاط باشد (به ویژه برای الگوریتم pencil beam). محمودی و همکاران [۳۸]، تأثیر تغییرات آهنگ دز در مناطق خارج از میدان تابشی را بر صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان Monaco (یک سیستم طراحی درمان مبتنی بر مونت کارلو) ارزیابی کردند. آن‌ها گزارش دادند که سیستم طراحی درمان Monaco مقادیر دز خارج از میدان (در فاصله ۱-۲ سانتی متری از لبه میدان تابشی) را به‌طور متوسط ۴۰ درصد کمتر تخمین می‌زند. همچنین، بررسی‌ها نشان دادند که این امر در فاصله ۱۳-۱۰ سانتی متری از لبه میدان تابشی بدتر می‌شود. علاوه بر این، نشان داده شد که در مناطق خارج از میدان، تغییرات آهنگ دز تأثیر قابل توجهی بر صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان داشت. در نتیجه، آن‌ها بیان کردند که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان Monaco برای مناطق خارج از لبه میدان تابشی (در آهنگ دزهای مختلف) قابل اعتماد نیست.

در ارزیابی صحت کلی محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOGray در میدان‌های تابشی مجاور هم در پروفایل دز مربوط به عمق ۱ سانتی متری (واقع در ناحیه انبوهش دز)، معیار پذیرش پارامتر $DD = 15\%$ در نظر گرفته شد، در حالی که این پارامتر برای سایر عمق‌ها ۵ درصد بود. پارامتر DTA در تمامی ارزیابی‌ها برابر با ۳ میلی‌متر بود. همان‌طور که از جدول ۲ مشاهده می‌شود، صحت محاسبات دز با پارامترهای اعلام شده برای اکثر نقاط ارزیابی شده در تمام عمق‌ها رضایت بخش است. علاوه بر این، نقاط ارزیابی شده با مقادیر شاخص گاما بزرگتر از یک (که نشان دهنده عدم صحت محاسبه دز در نقاط مورد نظر است)، بیشتر در مناطق نیمسایه و match-line میدان‌های تابشی مجاور هم قرار داشتند. قابل ذکر است که معیار پذیرش پارامتر DD در ناحیه نیمسایه برابر

بر اساس سری گزارش‌های فنی (TRS¹) شماره ۴۳۰، هندسه ارزیابی شده در مطالعه حاضر (میدان‌های تابشی مجاور هم) در دسته هندسه‌های پیچیده‌تر قرار می‌گیرد. در این نوع هندسه‌ها، پارامتر DD در نظر گرفته شده برای نواحی انبوهش دز و نیمسایه برابر با ۱۵ درصد، برای نواحی روی محور پرتو مرکزی برابر با ۴ درصد و برای مناطق خارج از لبه‌های پرتو برابر با ۵ درصد است [۳۲].

چندین مطالعه صحت محاسبات دز سیستم‌های طراحی درمان مختلف را در هندسه‌های پیچیده‌تر بررسی کرده‌اند [۱۳، ۱۴، ۳۳-۳۸]. بحرینی طوسی و همکاران [۱۴]، صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان TiGRT را در یک فانتوم RANDO بررسی کردند. آن‌ها دو میدان مخالف موازی^۲ را در ناحیه سر و گردن فانتوم طراحی کردند که یکی از آن‌ها میدان تابشی باز (بدون وج) و دیگری میدان وج‌دار بود. نتایج نشان دادند که برای اکثر نقاط ارزیابی شده، صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان TiGRT برای مناطق درون میدان و خارج از میدان قابل قبول بود. حسنی و همکاران [۱۳]، عملکرد دزیمتری الگوریتم‌های مختلف (Monte Carlo، collapse و cone pencil beam) سیستم طراحی درمان Monaco را بر اساس آزمایش‌های بالینی ارائه شده توسط TECDOC-1583 ارزیابی کردند. آن‌ها گزارش کردند که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان در هر سه الگوریتم برای اکثر نقاط ارزیابی شده در محدوده معیارهای قابل قبول بود. علاوه بر این، مشخص شد در چندین نقطه ارزیابی شده برای مناطق با دز پایین، انحراف بین مقادیر دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده بیشتر از معیارهای مورد قبول بود. از این رو، آن‌ها اظهار داشتند که کاربران باید هنگام استفاده از محاسبات سیستم طراحی درمان Monaco در مناطق خارج از میدان

² Parallel-opposed pair fields

¹ Technical Reports Series

۱۰۰٪ برای $DD=4\%$ و از $60/0\%$ تا $100/0\%$ برای $DD=5\%$ متغیر بود. در نتیجه می توان اشاره کرد که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray در این عمق ها به ابعاد میدان بستگی دارد.

جدول (۳): درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما برای ابعاد میدان های تابشی مختلف در ناحیه match-line معیار فاصله تا توافق (DTA) برای تمامی ابعاد میدان های تابشی مختلف برابر با ۳ میلی متر در نظر گرفته شد.

عمق (سانتی متر)	DD (%)	درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما در پروفایل دز		
		۶ × ۶	۱۰ × ۱۰	۱۰ × ۱۰
		سانتی متر مربع	سانتی متر مربع	سانتی متر مربع
۱	۵	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	۹۰/۰
	۱۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰
	۱۵	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰	۱۰۰/۰
۱/۵	۳	۵۰/۰	۶۰/۰	۵۰/۰
	۴	۹۰/۰	۷۰/۰	۶۰/۰
	۵	۱۰۰/۰	۸۰/۰	۶۰/۰
۵	۳	۴۰/۰	۶۰/۰	۵۰/۰
	۴	۷۰/۰	۷۰/۰	۶۰/۰
	۵	۱۰۰/۰	۸۰/۰	۶۰/۰
۱۰	۳	۴۰/۰	۴۰/۰	۶۰/۰
	۴	۷۰/۰	۱۰۰/۰	۶۰/۰
	۵	۹۹/۰	۹۴/۰	۹۸/۸

۳. نتیجه گیری

در مطالعه حاضر، صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray در میدان های تابشی مجاور هم مورد بررسی قرار

با ۵ در صد بوده است (به جز در عمق ۱ سانتی متر، که برای تمامی نقاط این عمق برابر با ۱۵ در صد در نظر گرفته شده است)، در حالی که معیار پذیرش این پارامتر باید ۱۵ درصد در نظر گرفته شود. از این رو، این موضوع منجر به کاهش درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما شده است. علاوه بر این، مدل سازی نادقیق مقادیر دز توسط سیستم طراحی درمان ISOgray در ناحیه های نیم سایه و match-line میدان های تابشی مجاور هم را هم می توان به عنوان عامل انحراف بین دز مقادیر اندازه گیری شده و مقادیر دز محاسبه شده در نظر گرفت.

۳.۳. ارزیابی صحت محاسبه دز سیستم طراحی درمان ISOgray در ناحیه match-line میدان های تابشی مجاور هم

مقادیر درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما مربوط به ناحیه match-line میدان های تابشی مجاور هم در جدول ۳ فهرست شده اند.

یافته های پروفایل دز در عمق ۱ سانتی متری نشان می دهد که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray محدوده قابل قبولی است. نقاط مورد بررسی براساس شاخص گاما در تمام پروفایل های دز ارزیابی شده کمتر از ۱ بود (به جز برای میدان تابشی با اندازه 20×20 سانتی متر مربع با $DD=3\%$). نتایج به دست آمده از عمق های دیگر نشان دادند که صحت محاسبات دز نسبت به عمق ۱ سانتی متری کاهش می یابد و این موضوع زمانی آشکارتر می شود که معیار پذیرش برای پارامتر DD برابر با ۳ یا ۴ در صد انتخاب شود. مقادیر

در صد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما برای پروفایل های دز عمق های ۱/۵، ۵ و ۱۰ سانتی متری در همه آزمایش ها از $40/0\%$ تا $60/0\%$ برای $DD=3\%$ ، از $60/0\%$ تا

گرفت. یافته‌ها نشان دادند که صحت کلی محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray برای ناحیه انبوهش دز (با معیارهای پذیرش $DD=31.5\%$ و $DTA=3\text{ mm}$) و عمق‌های بعد از ناحیه انبوهش دز (با معیارهای پذیرش $DD=5\%$ و $DTA=3\text{ mm}$) قابل قبول است. همچنین، مشخص شد که صحت کلی محاسبات دز (با معیارهای پذیرش ذکر شده) تحت تأثیر ابعاد میدان نیست.

۵. مراجع

1. F. Bray, M. Laversanne, E. Weiderpass, I. Soerjomataram. The ever-increasing importance of cancer as a leading cause of premature death worldwide. *Cancer*. 127 (16) (2021) 3029-3030.
2. K. Mortezaee, A. Narmani, M. Salehi, H. Bagheri, B. Farhood, H. Haghi-Aminjan, M. Najafi. Synergic effects of nanoparticles-mediated hyperthermia in radiotherapy/chemotherapy of cancer. *Life Sci*. 269 (2021) 119020.
3. H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal, F. Bray. Global cancer statistics 2020: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA. Cancer. J. Clin*. 71 (3) (2021) 209-249.
4. M. C. Montoya-González, N. E. Arias-Ortiz, W. A. Arboleda-Ruiz. Incidence, mortality and survival of endometrial cancer in Manizales, Colombia 2003-2017. *Rev. Peru. Med. Exp. Salud. Publica*. 38 (2022) 562-568.
5. S. Sheikholeslami, Sh. Khodaverdian, M. Dorri-Giv, S. M. Hosseini, Sh. Souri, R. Abedi-Firouzjah, H. Zamani, L. Dastranj, B. Farhood. The radioprotective effects of alpha-lipoic acid on radiotherapy-induced toxicities: A systematic review. *Int. Immunopharmacol*. 96 (2021) 107741.
6. S. Sheikholeslami, T. Aryafar, R. Abedi-Firouzjah, A. Banaei, M. Dorri-Giv, H. Zamani, Gh. Ataei, M. Majdaeen, B. Farhood. The role of melatonin on radiation-induced pneumonitis and lung fibrosis: A systematic review. *Life Sci*. 281 (2021) 119721.
7. G. Delaney, S. Jacob, C. Featherstone, M. Barton. The role of radiotherapy in cancer treatment: estimating optimal utilization from

علاوه بر این، مقادیر درصد نقاط مورد قبول براساس شاخص گاما مربوط به مناطق match-line میدان‌های تابشی مجاورهم نشان دادند که صحت محاسبات دز سیستم طراحی درمان ISOgray برای پروفایل‌های دز در عمق ۱ سانتی‌متر در محدوده قابل قبولی بود. با این حال، صحت محاسبات دز برای سایر عمق‌ها کاهش یافت، به ویژه برای معیار پذیرش DD برابر با 3% یا 4% . همچنین، مشخص شد که صحت محاسبات دز در این منطقه به ابعاد میدان بستگی دارد. علاوه بر این، نقاط با مقادیر شاخص گاما بزرگتر از یک (که نشان دهنده عدم صحت محاسبه دز در نقاط مورد نظر است)، بیشتر در مناطق نیمه سایه و ناحیه match-line میدان‌های تابشی مجاورهم قرار داشتند و مدل سازی نادقیق مقادیر دز توسط سیستم طراحی درمان ISOgray در نواحی نیمه‌سایه و match-line میدان‌های تابشی مجاورهم را می‌توان به عنوان عامل انحراف بین مقادیر دز اندازه‌گیری شده و محاسبه شده در نظر گرفت.

۴. تشکر و قدردانی

از مرکز پرتودرمانی بیمارستان آیت الله یثربی (ره) کاشان و تمام عزیزانی که در انجام این پژوهش همکاری نمودند، کمال تقدیر و تشکر را دارد.

- a review of evidence-based clinical guidelines. *Cance.* 104 (6) (2005) 1129-1137.
8. A. C. Begg, F. A. Stewart, C. Vens. Strategies to improve radiotherapy with targeted drugs. *Nat. Rev. Cancer.* 11 (4) (2011) 239-253.
 9. K. Mortezaee, W. Parwaie, E. Motevaseli, H. Mirtavoos-Mahyari, A. E. Musa, D. Shabeeb, F. Esmaily, M. Najafi, B. Farhood. Targets for improving tumor response to radiotherapy. *Int Immunopharmacol.* 76 (2019) 105847.
 10. B. Glimelius, J. Bergh, L. Brandt, B. Brorsson, B. Gunnars, L. Hafström, U. Haglund, T. Högberg, K. G. Janunger, P. E. Jönsson, G. Karlsson, E. Kimby, G. Lamnevik, S. Nilsson, J. Permert, P. Ragnhammar, S. Sörenson, P. Nygren. The Swedish Council on Technology Assessment in Health Care (SBU) systematic overview of chemotherapy effects in some major tumour types-summary and conclusions. *Acta Oncol.* 40 (2-3) (2001) 135-154.
 11. J. Van Dyk, R. B. Barnett, J. E. Cygler, P. C. Shragge. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 26 (2) (1993) 261-273.
 12. E. Gershkevitch, R. Schmidt, G. Velez, D. Miller, E. Korf, F. Yip, S. Wanwilairat, S. Vatnitsky. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol.* 89 (3) (2008) 338-346.
 13. M. Hasani, B. Farhood, M. Ghorbani, H. Naderi, S. Saadatmand, S. Karimkhani Zandi, C. Knaup. Effect of computed tomography number-relative electron density conversion curve on the calculation of radiotherapy dose and evaluation of Monaco radiotherapy treatment planning system. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 42 (2) (2019) 489-502.
 14. M. T. B. Toossi, B. Farhood, S. Soleymanifard, Evaluation of dose calculations accuracy of a commercial treatment planning system for the head and neck region in radiotherapy. *Rep. Pract. Oncol. Radiother.* 22 (5) (2017) 420-427.
 15. B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern, J. Van Dyke. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med. Phys.* 25 (10) (1998) 1773-1829.
 16. B. Mijnheer, A. Olszewska, C. Fiorino, G. Hartmann, T. Knöös, J. C. Rosenwald, H. Welleweerd. Quality assurance of treatment planning systems: practical examples for non-IMRT photon beams. Brussels: ESTRO, 2004.
 17. S. Vatnitsky. Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems. International Atomic Energy Agency, 2007.
 18. J. Venselaar, H. Welleweerd. Application of a test package in an intercomparison of the photon dose calculation performance of treatment planning systems used in a clinical setting. *Radiother Oncol.* 60 (2) (2001) 203-213.
 19. TecDoc 1583: commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
 20. D. A. Low, W. B. Harms, S. Mutic, J. A. Purdy. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med. Phys.* 25 (5) (1998) 656-661.
 21. M. Stasi, S. Bresciani, A. Miranti, A. Maggio, V. Sapino, P. Gabriele. Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram. *Med. Phys.* 39 (12) (2012) 7626-7634.
 22. A. M. Bacala, Linac photon beam fine-tuning in PRIMO using the gamma-index analysis toolkit. *Radiat. Oncology.* 15 (1) (2020) 1-11.
 23. T. Ju, T. Simpson, J. O. Deasy, D. A. Low. Geometric interpretation of the dose distribution comparison technique: Interpolation-free calculation. *Med. Phys.* 35 (3) (2008) 879-887.
 24. H. Li, L. Dong, L. Zhang, J. N. Yang, M. T. Gillin, X. R. Zhu. Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. *Med. Phys.* 38 (12) (2011) 6730-6741.
 25. D. A. Low, J. F. Dempsey, Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med. Phys.* 30 (9) (2003) 2455-2464.
 26. A. Bakai, M. Alber, F. Nüsslin. A revision of the γ -evaluation concept for the comparison of dose distributions. *Phys. Med. Biol.* 48 (21) (2003) 3543.

27. S. Hariri Tabrizi, N. Heidarloo, M. Tavallaie, Introduction of a reliable software for the calculation of the gamma index. *Iranian J. Med. Phys.* 17 (3) (2020) 133-136.
28. T. Dawod, M. Mosad, Y. Rostom, M. Abouzeid. IMRT commissioning and verification measurements on Siemens (ARTISTE) Linear Accelerator. *Res. Oncol.* 8 (1-2) (2012) 18-25.
29. J. Venselaar, H. Welleweerd, B. Mijnheer. Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems. *Radiother Oncol.* 60 (2) (2001) 191-201.
30. B. Farhood, B. Farhood, M. T. Bahreyni Toossi, M. Ghorbani, E. Salari, C. Knaup. Assessment the accuracy of dose calculation in build-up region for two radiotherapy treatment planning systems. *J. Cancer Res. Ther.* 13 (6) (2017) 968-973.
31. A. Fogliata, G. Nicolini, A. Clivio, E. Vanetti, P. Mancosu, L. Cozzi. Dosimetric validation of the acuros XB advanced dose calculation algorithm: fundamental characterization in water. *Phys. Med. Biol.* 56 (6) (2011) 1879-1904.
32. IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2004.
33. B. Farhood, M. T. Bahreyni Toossi, Sh. Soleymanifard, T. Mortezaazadeh. Assessment of the accuracy of dose calculation in the build-up region of the tangential field of the breast for a radiotherapy treatment planning system. *Contemp. Oncol.* 21 (3) (2017) 232-239.
34. M. Bahreyni Toossi, Sh. Soleymanifard, B. Farhood, Sh. Mohebbi, D. Davenport. Assessment of accuracy of out-of-field dose calculations by TiGRT treatment planning system in radiotherapy. *J. Cancer Res. Ther.* 14 (3) (2018) 634-639.
35. M. T. B. Toossi, Sh. Soleymanifard, B. Farhood, A. Farkhari, C. Knaup. Evaluation of electron dose calculations accuracy of a treatment planning system in radiotherapy of breast cancer with photon-electron technique. *J. Cancer Res. Ther.* 14 (12) (2018) S1110-S1116.
36. L. R. J. Day, M. Donzelli, P. Pelliccioli, L. M. L. Smyth, M. Barnes, S. Bartzsch, J. C. Crosbie. A commercial treatment planning system with a hybrid dose calculation algorithm for synchrotron radiotherapy trials. *Phys. Med. Biol.* 66 (5) (2021) 055016.
37. A. Eldib, D. Zhang, M. H. Abdelgawad, M. Hossain, C. C. Ma. Dosimetric evaluation of the capabilities of two clinical treatment planning systems for prostate cancer. *Radiat. Phys. Chem.* 188 (2021) 109642.
38. L. Mahmoudi, K. Mostafanezhad, A. Zeinali. Performance evaluation of a Monte Carlo-based treatment planning system in out-of-field dose estimation during dynamic IMRT with different dose rates. *Inform. Med. Unlocked.* 29 (2022) 100.0912.