

افزایش دقت دز در پرتودرمانی: اعتبارسنجی شبیه‌سازی‌های مونت کارلو با استفاده از

PRIMO و GATE

نرگس حقیقت نظر^۱، محمد مهدی فیروزآبادی^۱، مهدی قربانی^۲

۱. گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

۲. گروه مهندسی و فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

چکیده	تاریخ دریافت:
زمینه و هدف: بهینه‌سازی دز اشعه در درمان‌های پرتودرمانی اهمیت زیادی دارد. شبیه‌سازی شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی با روش‌های مونت کارلو به منظور افزایش دقت و اطمینان در طرح‌های درمانی، کاهش خطرات تابش، بهبود کیفیت و اثربخشی درمان، و صرفه‌جویی در زمان و منابع، ابزار اصلی به شمار می‌رود.	۱۴۰۳/۰۷/۱۱
روش‌ها: در این تحقیق، اجزای سر درمانی شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac با استفاده از کد GATE / ۴ GEANT نسخه ۸/۲ و نرم‌افزار شبیه‌سازی PRIMO نسخه ۱۸۱۴ (۶۴-۳۲) ۰.۳۰ مدل‌سازی شدند. مدل توسعه‌یافته برای اعتبارسنجی پرتو فوتون ۶ MeV با تکنیک فضای فاز در کدهای PRIMO و GATE و روش مرسوم محاسبات دز در GATE استفاده شد. نتایج محاسبات با اندازه‌گیری‌های انجام‌شده در یک فانتوم آب با ابعاد ۵۰×۵۰×۳۰ cm ³ در فاصله چشمه تا سطح ۱۰۰ cm مقایسه شدند. درصد دز عمقی و پروفایل‌های عرضی در عمق ۱۰ cm و عمق بیشینه دز برای اندازه‌ی میدان‌های ۵×۵ cm ² ، ۱۵×۱۵ cm ² و ۳۰×۳۰ cm ² محاسبه شدند.	تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۱۰
نتایج: دزیمتری با استفاده از اندازه‌ی وکسل ۲×۲×۲ cm ³ برای درصد دز عمقی و ۵×۵×۲ mm ³ برای پروفایل عرضی انجام شد. پارامترهای بهینه مربوط به انرژی متوسط پرتو الکترونی ۶/۲ MeV، انحراف استاندارد ۰/۱۷ MeV و اندازه چشمه الکترونی ۲ mm بودند، که توافق خوبی بین نتایج شبیه‌سازی و اندازه‌گیری مشاهده شد.	کلیدواژه‌ها: پرتودرمانی، شبیه‌سازی، مونت کارلو، گیت، پریمو
نتیجه‌گیری: نتایج نشان دادند که انحراف میانگین نقطه به نقطه کمتر از ۲/۵٪ است و ۹۵/۵۶٪ از نقاط ارزیابی‌شده، معیار شاخص گامای ۳/۳٪ mm را برآورده می‌کنند. این مطالعه قابلیت کدهای PRIMO و GATE را در پرتودرمانی تأیید می‌کند.	تمامی حقوق نشر برای دانشگاه علوم پزشکی تربت حیدریه محفوظ است.

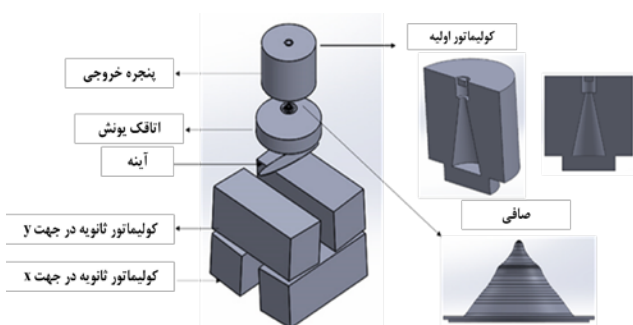
مقدمه

توزیع دز محاسبه‌شده و اندازه‌گیری‌های تجربی مشاهده کردند (۱۰). بحرانی طوسی و همکاران (۲۰۱۸) نشان دادند که استفاده از منحنی‌های هم دز برای میدان‌های تابش باز در طراحی درمان ضروری است و کد GATE قادر به محاسبه توزیع دز سه‌بعدی این منحنی‌هاست (۱۱). مطالعه‌ی حاضر با هدف مقایسه‌ی مستقیم خطای کدهای PRIMO و GATE انجام‌گرفته است تا نشان دهد کدام کد بر اساس نیازهای درمانی انتخاب مناسب‌تری است.

روش‌ها

شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac

در این مطالعه، یک باریکه‌ی فوتون 6 MeV تولیدشده توسط شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac مدل‌سازی شده است. شبیه‌سازی از برخورد الکترون‌های چشمه‌ی اولیه باهدف تنگستن و مس آغاز می‌شود که منجر به تولید پرتو ترمزی می‌شود. این پرتو توسط موازی‌ساز و صافی‌های مختلف تضعیف و همسو می‌شود و سپس از میان فک‌های از جنس تنگستن عبور کرده و وارد فانتوم آب می‌شود تا توزیع دز مورد انتظار ایجاد گردد. تمامی الکترون‌ها و ذرات تولیدشده‌ی حاصل تا جذب کامل یا خروج از فانتوم آب ردیابی شدند تا دز دقیق محاسبه شود (۱۰). در شکل ۱ نمایی سه‌بعدی از شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac نشان داده‌شده است.



شکل ۱: نمای سه‌بعدی از سر درمانی شتاب‌دهنده‌ی خطی

واریان ۲۱۰۰ C/D

پرتودرمانی یکی از روش‌های مؤثر درمان سرطان است که در آن با استفاده از پرتوهای پرنانرژی، سلول‌های سرطانی تخریب می‌شوند. شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی که پرتوهای الکترونی و فوتونی با انرژی بالا تولید می‌کنند، در درمان تومورها نقش کلیدی دارند (۱). استفاده از روش‌های شبیه‌سازی مانند مونت‌کارلو به دلیل دقت بالا در مدل‌سازی برهمکنش‌های پرتوها، برای افزایش دقت و اثربخشی پرتودرمانی ضروری است (۲-۴). علی‌رغم چالش‌های محاسباتی، انتظار می‌رود کاربرد کدهای شبیه‌سازی در درمان سرطان گسترش یابد. نسخه‌های جدید این روش‌ها به‌طور مداوم بهبود می‌یابند (۵). نرم‌افزارهای PRIMO و GATE نسخه‌های بهبودیافته‌ی روش شبیه‌سازی مونت‌کارلو هستند که برای شبیه‌سازی شتاب‌دهنده‌های خطی و تخمین توزیع دز در فانتوم معرفی شده‌اند و به تضمین کیفیت پرتودرمانی و تأیید دزهای قابل‌قبول در زمان کمتر و با دقت بیشتر در هندسه‌های پیچیده‌تر کمک می‌کنند. مطالعات مختلفی از این کدها برای شبیه‌سازی شتاب‌دهنده‌ها و ارزیابی دقت سیستم‌های طراحی درمان استفاده کرده‌اند. یزد پور و همکاران (۲۰۱۸) به اعتبارسنجی کد PRIMO در شبیه‌سازی درمان‌های تطبیقی پرداختند و نتایج تحقیق آن‌ها نشان‌دهنده‌ی قابلیت بالای کد PRIMO در طراحی درمان‌های پرتودرمانی بود (۶). اسپوزیتو و همکاران (۲۰۱۸) امکان‌سنجی کد PRIMO برای شبیه‌سازی پرتودرمانی با شدت تعدیل‌یافته (IMRT) را بررسی کردند و الگوریتم‌های شبیه‌سازی حرکت کولیماتور چندبرگی را ارزیابی نمودند (۷). برتس و همکاران (۲۰۱۸) نشان دادند که کد PRIMO امکان تأیید دز مستقل در کلینیک‌ها را فراهم می‌کند (۸). باکاری و همکاران (۲۰۲۰) برای شبیه‌سازی سیستم شتاب‌دهنده خطی از نسخه ۸/۲ نرم‌افزار GATE استفاده کردند و نتایج شبیه‌سازی با داده‌های آزمایشی تطابق خوبی داشت (۹). فیاک و همکاران (۲۰۲۱) نیز با شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac با کد GATE، تطابق خوبی بین

کد شبیه‌سازی PRIMO

شبیه‌سازی دقیق مونت‌کارلو برای شتاب‌دهنده‌های خطی نیاز به توصیف دقیق خواص مواد و مدل هندسی سر شتاب‌دهنده دارد که می‌تواند زمان‌بر و مستعد خطا باشد. PRIMO (PENelope-based Radiation IMaging and dosimetry), یک کد شبیه‌سازی بر پایه PENelope (Penetration and Energy Loss of Positrons and Electrons) و PENEASY است، که این فرآیند را با یک رابط کاربری گرافیکی ساده‌تر می‌کند و همه‌ی اجزا را در یک محیط کاربرپسند ادغام می‌کند. PRIMO با دسترسی آزاد و مجوز رایگان، استفاده گسترده در تحقیقات را افزایش می‌دهد. مطالعات مختلف کاربرد آن را در شبیه‌سازی شتاب‌دهنده‌های خطی و افزایش دقت دز در پرتودرمانی نشان داده‌اند. در این مطالعه از کد PRIMO نسخه‌ی ۰.۳۰ (۳۲-۶۴) استفاده شد، که از سایت اختصاصی مربوط به PRIMO قابل دانلود و نصب است (۱۲). شبیه‌سازی در PRIMO طی سه مرحله انجام شد، که شامل شبیه‌سازی برای قسمت بالایی شتاب‌دهنده‌ی خطی به‌صورت مستقل از میدان و کولیماتور چند برگی و فک‌ها قبل از ورود پرتو به فانتوم است، درحالی‌که در هر مرحله فضای فاز به‌عنوان خروجی ارائه شد. آخرین مرحله در شبیه‌سازی هم مربوط به محاسبه‌ی توزیع دز در فانتوم آب همگن با ابعاد $30 \times 50 \times 50 \text{ mm}^3$ با $0.2 \times 0.2 \times 0.2 \text{ mm}^3$ استفاده از فضای فاز ایجادشده در مراحل قبل بود (۱۰). پیش‌فرض موجود در کد PRIMO برای شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان Clinac ۲۱۰۰ (فوتون ۶ MeV) بدین شرح استفاده شد: انرژی اسمی ۶ MeV، انرژی اولیه ۰/۹ MeV، پهنا در نیم بیشینه‌ی انرژی (FWHM) ۰/۱۲ MeV، اندازه نقطه کانونی ۰/۱۴، واگرایی پرتو ۰/۲ درجه، فاصله چشمه تا سطح ۱۰۰ cm و اندازه میدان‌های $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ تعریف شد. با شروع از مقادیر پیش‌فرض و انجام تغییرات جزئی، شبیه‌سازی‌ها چندین بار تکرار شدند تا انرژی بهینه پیدا شود. سپس اندازه نقطه کانونی، FWHM انرژی و واگرایی پرتو برای دستیابی به تطابق با پروفایل‌های اندازه‌گیری‌شده تنظیم شد.

برای کاهش واریانس در محاسبات با کد PRIMO، در مراحل S1 و S2 از تکنیک رولت‌روسی (Russian roulette) استفاده شد. در کد شبیه‌سازی PRIMO، فضای فاز به معنای فضایی چندبعدی است. هر بعد از فضای فاز به یک پارامتر مختلف سیستم مانند موقعیت، سرعت، یا دیگر متغیرهای مرتبط اشاره دارد. هدف از استفاده از فضای فاز در این شبیه‌سازی‌ها، تحلیل و پیش‌بینی رفتار سیستم در طول زمان با در نظر گرفتن تمامی متغیرهای مرتبط است (۱۳).

فضای فاز در کد PRIMO

در کد شبیه‌سازی PRIMO، فضای فاز به معنای فضای چندبعدی است که وضعیت‌های مختلف سیستم در آن نمایش داده می‌شود. هر بعد از فضای فاز به یک پارامتر مختلف سیستم مانند موقعیت، سرعت، یا دیگر متغیرهای مرتبط اشاره دارد. هدف از استفاده از فضای فاز در این شبیه‌سازی‌ها، تحلیل و پیش‌بینی رفتار سیستم در طول زمان با در نظر گرفتن تمامی متغیرهای مرتبط است (۱۳).

کد شبیه‌ساز GATE

برای انجام شبیه‌سازی از نرم‌افزار GATE (GEANT 4 Application for Tomographic Emission) نسخه ۸/۲ (کد مبتنی بر ابزار شبیه‌سازی GEANT ۴ (نسخه ۱۰/۰۵) استفاده شد. کد GATE یک بسته شبیه‌سازی همه‌کاره مونت‌کارلو است که از زمان آغاز به کار آن در سال ۲۰۰۱، با انتشار عمومی آن در ماه مه ۲۰۰۴ تکامل‌یافته است. این کد در اصل برای برش‌نگاری کامپیوتری انتشار تک فوتون (SPECT) و برش‌نگاری انتشار پوزیترون (PET) طراحی‌شده است (۱۴). با معرفی نسخه ۶ GATE در فوریه ۲۰۱۰، این کد به‌طور قابل‌توجهی گسترش یافت و آزمایش‌ها پرتودرمانی و برش‌نگاری کامپیوتری اشعه ایکس را در برگرفت. این پیشرفت‌ها، کد GATE را به ابزاری ارزشمند در زمینه‌های تحقیقاتی و بالینی تبدیل کرده است، به‌طوری‌که شبیه‌سازی دقیق برهمکنش‌های پیچیده بین تشعشع و ماده را ممکن می‌سازد. ادغام GATE با جعبه‌ابزار GEANT ۴ به این معنی

هیچ قطع انرژی‌ای تعیین نشد، و محدودیت‌های گام هندسی نیز با الگوریتم "فاصله تا مرز" پیکربندی شد (۱۷).

فضای فاز در کد GATE

فضای فاز با استفاده از عملگری به نام "عملگر فضای فاز" ایجاد می‌شود که امکان ثبت پارامترهای ذرات وارد شده به حجم تعیین شده را فراهم می‌کند. در این مطالعه، فضای فاز به یک مکعب 60 cm^3 با ضخامت 0.1 cm^3 در 2 cm^3 بالای کولیماتور ثانویه اضافه و در قالب فایل ROOT ذخیره شد. این روش داده‌های فضای فاز را از بیمار مستقل نگه می‌دارد و امکان استفاده از آن در شبیه‌سازی‌های مختلف را فراهم می‌کند (۱۷).

اعتبارسنجی کدهای GATE و PRIMO

محاسبات مونت‌کارلو در این مطالعه با اندازه‌گیری‌های انجام شده در یک فانتوم از جنس آب با استفاده از شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac در مرکز انکولوژی پارس مقایسه شد. اندازه‌گیری داده‌ها با استفاده از یک اتاقک یونش Semiflex (PTW، فرایبورگ، آلمان) که دارای طراحی استوانه‌ای ضد آب و حجم 0.7 cm^3 است انجام شد. اندازه‌گیری‌ها در یک فانتوم آب PTW BEAM SCAN مجهز به آشکارساز ضد آب انجام شده است. برای بهنجارسازی نتایج دز محاسبه شده و اندازه‌گیری شده، مقایسه دز در هر نقطه با دز بیشینه انجام شد. ارزیابی محاسبات شبیه‌سازی با تعیین میانگین خطای دز نقطه‌به‌نقطه، که با معادله ۱ نشان داده می‌شود، به دست آمد:

$$\epsilon = \frac{1}{N} \sum_i \left(\frac{|Dc_i - Dm_i|}{Dm_i} \right) \times 100 \quad (1)$$

که در این معادله، ϵ بیانگر انحراف میانگین نقطه‌به‌نقطه، i مرتبط با نقاط اندازه‌گیری، N تعداد نقاط اندازه‌گیری، Dc_i دز محاسبه شده در نقطه i و Dm_i دز مرجع در هر نقطه i می‌باشد (۱۶، ۱۸). مقایسه‌های بیشتر با استفاده از روش شاخص گاما برای ارزیابی دقت شبیه‌سازی با معیار $3/3\%$ mm انجام گرفت (۲۰، ۱۹). شاخص گاما مقایسه دو توزیع دز را با در نظر گرفتن دز اندازه‌گیری شده به عنوان مرجع و دز محاسبه شده به عنوان توزیع ارزیابی شده تسهیل می‌کند. پس از تعیین پارامترهای

است که از مدل‌ها و الگوریتم‌های فیزیک تثبیت شده بهره می‌برد و امکان شبیه‌سازی با دقت بالا از رهگیری تشعشع، برهمکنش‌های الکترومغناطیسی و پاسخ‌های آشکارسازها را فراهم می‌کند. توسعه و به‌روزرسانی‌های مداوم GATE تضمین می‌کند که با پیشرفت‌های فناوری‌های تصویربرداری پزشکی و تکنیک‌های پرتودرمانی مطابقت دارد و آن را به ابزاری مفید برای محققان و پزشکان در زمینه‌های فیزیک پزشکی و پرتودرمانی تبدیل می‌کند (۱۵).

چشمه الکترونی اولیه در کد GATE

پرتو الکترونی اولیه که توسط تفنگ الکترونی تولید و شتاب می‌گیرد، دارای ویژگی‌های انرژی، زاویه‌ای و فضایی مشخصی است. در شبیه‌سازی شتاب‌دهنده‌های خطی، شبیه‌سازی از بالای هدف و با مدل‌سازی پرتو الکترونی چشمه‌ی اولیه آغاز می‌شود. کاربران باید پارامترهای اصلی پرتو الکترونی مانند توزیع انرژی و گسترش زاویه‌ای را مشخص کنند، زیرا این پارامترها بر برهمکنش‌های بعدی و توزیع دز در فانتوم آب تأثیر مستقیم دارند. در این مطالعه مانند مطالعات پیشین، انرژی میانگین منبع 6 MeV و اندازه نقطه (Spot Size) از 1 mm تا 3 mm در نظر گرفته شده است (۱۶).

تنظیمات فیزیک در کد GATE

GATE از مدل‌های فیزیک ۴ GEANT برای شبیه‌سازی برهم‌کنش‌های الکترومغناطیسی و مسیرهای ذرات استفاده می‌کند. در ۴ GEANT، سه بسته‌ی فیزیک الکترومغناطیسی وجود دارد: استاندارد، کم‌انرژی و PENELOPE. برای مدل‌سازی شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac در پرتودرمانی، بسته‌ی استاندارد مناسب‌تر است. این بسته از الگوریتم‌های شبیه‌سازی آنالوگ برای رهگیری برهمکنش‌های فوتون‌ها مانند اثر فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون و تولید جفت استفاده می‌کند. در این مطالعه، مقادیر قطع به‌صورت 1 mm برای اجزای سر درمانی و در فانتوم آب به‌صورت 0.1 mm برای فوتون‌های ثانویه و الکترون‌ها تنظیم شد. برای فوتون‌ها

تفاوت بین مقدار دز اندازه‌گیری شده و مقدار دز محاسبه‌شده و $\Gamma(r_m, r_e)$ فاصله بین نقطه اندازه‌گیری دز تا نقطه محاسبه دز می‌باشد. همچنین ΔD_m معیار پذیرش اختلاف دز و Δd_m معیار پذیرش فاصله تا توافق است.

نتایج

جدول ۱ شاخص مقایسه‌ی گاما را برای پروفایل‌های دز عمقی با انرژی اولیه پرتو فوتون $6/2 \text{ MeV}$ در اندازه‌های مختلف میدان شامل $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ برای هر دو روش شبیه‌سازی نشان می‌دهد. این مقایسه به‌طور خاص ویژگی‌های دز در عمق‌های مختلف را بررسی کرده و به‌طور دقیق میزان همخوانی نتایج شبیه‌سازی‌ها را در میدان‌های مختلف مورد ارزیابی قرار می‌دهد (شکل ۲).

برای مطابقت دقیق پروفایل‌های دز شبیه‌سازی‌شده برای اندازه‌ی میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ در عمق‌های 10 cm و عمق حداکثر دز، FWHM برای انرژی و واگرایی پرتو به‌طور مکرر تنظیم شد و معیار $3/3\% \text{ mm}$ برای محاسبات شاخص گاما را برآورده می‌کرد.

مقادیر FWHM انرژی در محدوده $0/14 \text{ MeV}$ تا $0/187 \text{ MeV}$ مورد بررسی قرار گرفت، درحالی‌که واگرایی پرتو از $0/2$ درجه تا 2 درجه متغیر بود. نتایج این شبیه‌سازی‌ها در جداول ۲ و ۳ ارائه‌شده است.

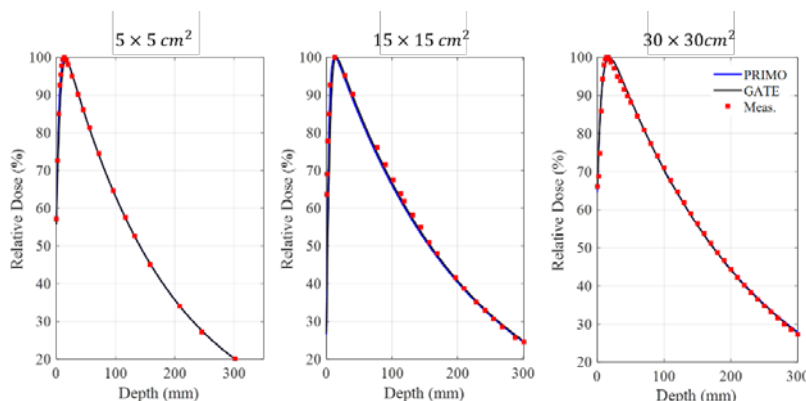
اولیه از طریق شاخص گاما و خطای میانگین دز، توزیع دز و پروفایل عرضی پرتو برای اندازه‌ی میدان‌های مختلف در عمق‌های 10 cm و دز بیشینه مورد ارزیابی قرار گرفت. در شبیه‌سازی‌ها اندازه‌ی میدان‌های مربعی $5 \times 5 \text{ cm}^2$ و $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ برای حالت با و بدون فیلتر مسطح‌کننده با یک فانتوم آب همگن به ابعاد $30 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ ، در فاصله منبع تا سطح 100 cm در نظر گرفته شد. لازم به ذکر است که برای میدان‌های کوچک مانند 5×5 ، فلتنینگ فیلتر باعث ایجاد فوتون‌های پراکنده‌ی اضافی می‌شود، که دقت توزیع دز را در نواحی هدف مختل کند. با حذف آن، توزیع دز در مرکز میدان بهینه‌تر خواهد بود. در این مطالعه، حذف فلتنینگ فیلتر انتخابی آگاهانه بوده تا با بهره‌گیری از شدت بالاتر پرتو و کاهش پراکندگی، به دقت بیشتری دست یابیم (۲۱).

شاخص گاما

شاخص گاما ایندکس (۷) معیاری است که برای ارزیابی توزیع دز در پرتودرمانی پیچیده استفاده می‌شود. محاسبه‌ی ۷ شامل این مراحل است: ۱. برای هر نقطه‌ی مرجع در توزیع دز مرجع، فاصله اقلیدسی (Euclidean Distance) و اختلاف دز با نقاط توزیع ارزیابی‌شده محاسبه می‌شود. فرمول محاسبه گاما ایندکس به صورت زیر است (۲۲):

$$\gamma(r_m) = \min[\Gamma(r_m, r_e)] \forall (r_e) \quad (2)$$

$$\Gamma(r_m, r_e) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_e)}{\Delta d_m^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_e)}{\Delta D_m^2}} \quad (3)$$



شکل ۲: منحنی‌های درصد دز عمقی حاصل از شبیه‌سازی با استفاده از کدهای PRIMO و GATE برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$

$15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$

در شکل ۳ پروفایل‌های عرضی دز برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ نشان داده شده است.

میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ بدون فیلتر مسطح کننده هستند).

جدول ۱: شاخص گامای به دست آمده از مقایسه‌ی داده‌های شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری برای منحنی‌های درصد دز عمقی برای

میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$

انحراف میانگین نقطه به نقطه (%)		شاخص گاما ۳/۳٪ mm (%)		اندازه میدان (cm^2)
GATE	PRIMO	GATE	PRIMO	
۱/۸۷	۲/۳۶	۹۸/۱۷	۹۸/۷	5×5
۱/۱۳	۲/۳۶	۹۸/۲۷	۹۸/۱۵	15×15
۱/۷۸	۱/۸	۹۹/۶۸	۹۸/۷۴	30×30

جدول ۲: شاخص گامای به دست آمده از مقایسه داده‌های شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری در منحنی‌های پروفایل عرضی دز برای

میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ در عمق ۱۰ cm فانتوم

شاخص گاما ۳/۳٪ mm (%)		اندازه میدان (cm^2)
GATE	PRIMO	
۹۹/۵۷	۹۹/۷	5×5
۹۸/۲۷	۹۸/۱۵	15×15
۹۹/۰۰	۹۸/۵۴	30×30

جدول ۳: شاخص گامای به دست آمده از مقایسه داده‌های شبیه‌سازی با مقادیر اندازه‌گیری در منحنی‌های پروفایل عرضی دز برای

میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ در عمق بیشینه دز

شاخص گاما ۳/۳٪ mm (%)		اندازه میدان (cm^2)
GATE	PRIMO	
۹۶/۱۷	۹۵/۷	5×5
۹۸/۷	۹۸/۱۵	15×15
۹۹/۲۸	۹۸/۳۴	30×30

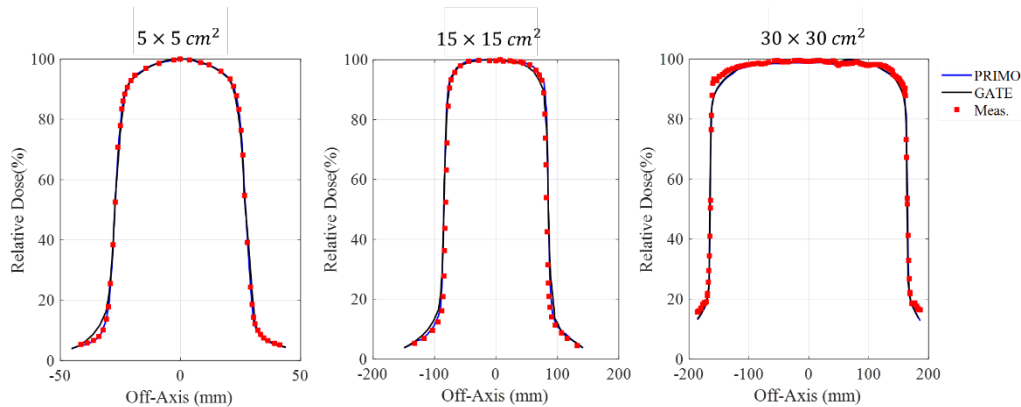
بحث

در این مطالعه، یک پرتو فوتونی ۶ MeV شتاب‌دهنده‌ی خطی واریان Clinac ۲۱۰۰ شبیه‌سازی شد. به عنوان بخشی از فرآیند اعتبارسنجی برای شبیه‌سازی سر شتاب‌دهنده خطی توسط کدهای PRIMO و

GATE، انرژی اولیه پرتو فوتون ۶/۲ MeV تعیین شد. پارامترهای دزیمتری به دست آمده از شبیه‌سازی‌ها با پارامترهای اندازه‌گیری شده توسط سیستم برنامه‌ریزی درمان برای فانتوم آب به ابعاد 50 cm^3

آنالیز شاخص گاما با استفاده از معیار ۳/۳٪ mm و همچنین محاسبه انحراف میانگین نقطه به نقطه استفاده شد.

انحراف میانگین نقطه به نقطه کمتر از ۲/۵٪ و شاخص گاما برای منحنی های دز عمقی در اندازه‌ی میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ و همچنین برای پروفایل‌های عرضی دز در اعماق



شکل ۳: منحنی‌های پروفایل عرضی دز در فانتوم آب در عمق ۱۰ cm برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ (با فیلتر مسطح کننده) و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ (با فیلتر مسطح کننده)

شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac تعیین شد و مدل مونت‌کارلو به‌دست‌آمده از هر دو روش در برابر داده‌های اندازه‌گیری شده بررسی شد. یافته‌ها نشان دادند که پارامترهای پرتو پیش‌فرض در کد PRIMO برای دستیابی به بهترین تطابق بین درصد دز عمقی و پروفایل‌های عرضی دز به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی‌های PRIMO و اندازه‌گیری‌های تجربی مناسب نیستند و استفاده از یک ابزار کمکی مانند GATE به‌عنوان یک ابزار سریع جهت شبیه‌سازی (علی‌رغم زمان‌بر بودن مدل‌سازی هندسه دستگاه) می‌تواند نقشی کلیدی در تسریع روند شبیه‌سازی ایفا کند. در نتیجه، پارامترهای پرتو بهینه با استفاده از کد شبیه‌سازی GATE تعیین شدند و سپس در نرم‌افزار PRIMO به کار گرفته شدند که منجر به توافق خوبی بین منحنی‌های دز عمقی و پروفایل‌های عرضی دز شبیه‌سازی‌های PRIMO و اندازه‌گیری‌های فانتوم شد. این امر اعتبار شبیه‌سازی‌های مونت‌کارلو را برای یک شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac نشان می‌دهد.

نتیجه‌گیری

این مطالعه به بررسی دقت شبیه‌سازی‌های مونت‌کارلو با استفاده از کدهای شبیه‌سازی PRIMO و GATE برای شتاب‌دهنده‌های خطی پزشکی در پرتودرمانی پرداخته است. در این راستا، شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac برای پرتو فوتونی ۶ MeV مدل‌سازی و نتایج شبیه‌سازی با داده‌های

مختلف (۱۰ cm و دز بیشینه) برای انرژی ۶/۲ MeV، توافق خوبی بین مقادیر شبیه‌سازی‌شده توسط هر دو روش شبیه‌سازی و اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد. نتایج مربوط به شاخص گاما مربوط به پروفایل‌های عرضی دز در عمق‌های مختلف برای میدان‌های $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ با انرژی بهینه ۶/۱ MeV در جدول ۲ و ۳ به تفصیل آمده است. که، بر اساس معیار ۳/۳ mm یک توافق خوب، با حداقل پذیرش ۹۵/۷٪ برای میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ در دز بیشینه مشاهده شد. شکل ۳ توافق میدان‌های مختلف را در حالت با و بدون استفاده از صافی مسطح کننده در عمق ۱۰ cm نشان‌کرده که به پذیرش ۹۹/۷٪ برای شاخص گاما دست‌یافتیم. برای مقایسه حداقل مقدار گاما ۹۵/۷٪ و میانگین انحراف نقطه‌به‌نقطه زیر ۲/۵٪ برای درصد دز عمقی و پروفایل‌های عرضی دز بر اساس یک پرتو فوتون ۶/۲ MeV، برای اندازه میدان $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ، $15 \times 15 \text{ cm}^2$ و $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ، در جداول ۱ تا ۳ ارائه شده است. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که کد PRIMO یک رابط گرافیکی کاربرپسند برای شبیه‌سازی شتاب‌دهنده خطی واریان ۲۱۰۰ Clinac ارائه می‌دهد و آن را به ابزاری مناسب برای کاربردهای پزشکی تبدیل می‌کند. همچنین کد GATE به‌عنوان ابزاری قدرتمند برگرفته از GEANT ۴ توانایی مناسبی در شبیه‌سازی ترابرد ذرات در ناحیه درمانی ارائه می‌دهد. در این مطالعه انرژی بهینه و پارامترهای شبیه‌سازی اولیه برای پرتو فوتون ۶ MeV از یک

به جهت در اختیار قرار دادن داده‌های اندازه‌گیری صمیمانه تشکر می‌کنیم.

تضاد منافع

در این پژوهش هیچ‌گونه تعارض منافع توسط نویسندگان گزارش نشده است.

مشارکت نویسندگان:

(۱) مفهوم‌پردازی و طراحی مطالعه، یا جمع‌آوری داده‌ها، یا

تجزیه و تحلیل و تفسیر داده‌ها: همه نویسندگان

(۲) تهیه پیش‌نویس مقاله یا بازبینی آن جهت تدوین محتوای

اندیشمندانه: همه نویسندگان

(۳) تأیید نهایی دست‌نوشته پیش از ارسال به مجله: همه

نویسندگان

اندازه‌گیری مقایسه شد. یافته‌ها نشان می‌دهند که هر دو کد ابزارهای قدرتمندی برای بهبود کیفیت طرح‌های درمانی در پرتودرمانی، کاهش خطاهای درمانی، و ارتقای ایمنی بیماران هستند و امکان انتخاب ابزار مناسب‌تر با توجه به نیازهای بالینی را فراهم می‌سازند. در آخر برای بهبود مطالعات آینده می‌توان به پیشنهادهایی از جمله گسترش محدوده انرژی و میدان‌ها، استفاده از فانتوم‌های پیشرفته‌تر و بررسی اثرات دینامیکی اشاره کرد.

تشکر و قدردانی

در پایان این مقاله، از حمایت و همکاری‌های ارزشمند معاونت پژوهش دانشگاه بیرجند برای تصویب این پژوهش با کد اخلاق IR.BIRJAND.REC.1403.013 و کارکنان بیمارستان پارس



References

1. Greene D, Williams PC. Linear accelerators for radiation therapy. CRC Press; 2017 Aug 2.

<https://doi.org/10.1201/9780429246562>

2. Khoshhal AR, Khatibani AB, Tirehdast Z, Shaddoust M, Nirouei M. Evaluation of experimental and simulated gamma ray shielding ability of ZnCo₂O₄ and ZnCo₂O₄/graphene nanoparticles. *Opt. Mater.* 2024 Oct 1;156:115953.

<https://doi.org/10.1016/j.optmat.2024.115953>

3. Khatibani AB, Khoshhal AR, Tochaee EB, Jamnani SR, Moghaddam HM. Physical and gamma radiation shielding features of Sm₂O₃/graphene nanoparticles: A comparison between experimental and simulated gamma shielding capability. *ICC.* 2024Jun23;112772.

<https://doi.org/10.1016/j.inoche.2024.112772>

4. Khoshhal AR, Esmaili Torshabi A. Feasibility of Anthropomorphic Head Phantom Design Using DLP 3D Printing for Dosimetry. *JONRA.* 2024 Sep 21;4(3):24-32.

<https://doi.org/10.24200/jonra.2024.1634.1140>

5. Hermida-López M, Sánchez-Artuñedo D, Calvo-Ortega JF. PRIMO Monte Carlo software benchmarked against a reference dosimetry dataset for 6 MV photon beams from Varian linacs. *Radiat Oncol.* 2018;13(1):144. Published 2018 Aug 7.

<https://doi.org/10.1186/s13014-018-1076-0>

6. Yazdpour Parizi T, Mommennezhad M, Naseri S, Jamali M. Validation of treatment planning system using simulation PRIMO code. *IJMP.* 2018 Dec 1;15(Special Issue-12th. Iranian Congress of Medical Physics):279-.

https://journals.iau.ir/article_512443_a0d2c015073fc1d62ef524cc2302c4f0.pdf

7. Esposito A, Silva S, Oliveira J, Lencart J, Santos J. Primo software as a tool for Monte

Carlo simulations of intensity modulated radiotherapy: a feasibility study. *Radiat Oncol.* 2018;13(1):91. Published 2018 May 15.

<https://doi.org/10.1186/s13014-018-1021-2>

8. Berthes S, Großmann S, Schmidberger H, Brualla L, Rodriguez M, Karle H. [P292] Dosimetric verification and clinical evaluation of PRIMO as an independent Monte-Carlo-based dose verification tool. *Med Phys.* 2018 Aug1;52:184.

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2018.06.566>

9. Krim DE, Rrhious A, Zerfaoui M, Bakari D, Hanouf N. GATE Simulation of 6 MV Photon Beam Produced by Elekta Medical Linear Accelerator. In International Conference on Electronic Engineering and Renewable Energy 2020 Apr 13 (pp. 301-307). Singapore: Springer Singapore.

https://doi.org/10.1007/978-981-15-6259-4_31

10. Fiak M, Fathi A, Inchaouh J, Khouaja A, Benider A, Krim M, Harakat N, Housni Z, Bouhssa ML, Mouadil M, Elabssaoui Y. Monte Carlo Simulation of a 18 MV Medical Linac Photon Beam Using GATE/GEANT4. *Mosc.Univ.Phys.Bull.* 2021Jan; 76(1):1521.

<https://doi.org/10.3103/S0027134921010069>

11. Bahreyni Toossi MT, Momeni S, Soleymanifard S, Gholamhosseinian H. Evaluation of Dose Calculation Accuracy of Isogray Treatment Planning System in Craniospinal Radiotherapy. *IJMP.* 2018;15(4):231-6.

<https://doi.org/10.22038/ijmp.2018.27332.1291>

12. MILLER CW. Recent developments in linear accelerators for therapy. I. The continuing evolution of linear accelerators. *Br J Radiol.* 1962;35:182-187.

<https://doi.org/10.1259/0007-1285-35-411-182>

13. Sempau J, Badal A, Brualla L. A PENELOPE-based system for the automated Monte Carlo simulation of clinacs and voxelized geometries-application to far-from-axis fields. *Med Phys*. 2011;38(11):5887-5895. <https://doi.org/10.1118/1.3643029>

14. Altuwayrish A, Ghorbani M, Bakhshandeh M, Roozmand Z, Hoseini-Ghahfarokhi M. Comparison of PRIMO Monte Carlo code and Eclipse treatment planning system in calculation of dosimetric parameters in brain cancer radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2022;27(5):863-874. Published 2022 Oct 31.

<https://doi.org/10.5603/RPOR.a2022.0091>

15. Allison J, Amako K, Apostolakis JE, Araujo HA, Dubois PA, Asai MA, Barrand GA, Capra RA, Chauvie SA, Chytrcek RA, Cirrone GA. Geant4 developments and applications. *IEEE Trans Nucl.Sci.* 2006 Feb;53(1):270-8.

<https://doi.org/10.1109/TNS.2006.869826>

16. Sarrut D, Bardies M, Bousson N, et al. A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications. *Med Phys*. 2014;41(6):064301.

<https://doi.org/10.1118/1.4871617>.

17. Grevillot L, Frisson T, Maneval D, Zahra N, Badel JN, Sarrut D. Simulation of a 6 MV Elekta Precise Linac photon beam using GATE/GEANT4. *Phys Med Biol*. 2011;56(4):903-918.

<https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/4/002>.

18. Limbaco ME, Toledo FU, Tondo RMV, Nawang SA. Modelling and validation of a 6 MV compact linear accelerator via Monte Carlo simulation using Geant4 Application for Tomographic Emission (GATE). *Biomed Phys*

Eng Express. 2025;11(2):10.1088/2057-1976/ada9ef. Published 2025 Jan 30.

<https://doi.org/10.1088/2057-1976/ada9ef>

19. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-661.

<https://doi.org/10.1118/1.598248>

20. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys*. 2007;34(12):4818-4853.

<https://doi.org/10.1118/1.2795842>

21. Alashkar EM, Abdelhafez HM, Kenawy MA, Hassan GM, Ereiba KT, Megahed A. Comparison Flattening Filter and Flattening Filter-Free Techniques in Small-Fields Dosimetry with Various Types of Detectors. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2024;25(6):2105-2112. Published 2024 Jun 1.

<https://doi.org/10.31557/APJCP.2024.25.6.2105>

22. Hussein M, Clark CH, Nisbet A. Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy - Towards good practice. *Phys Med*. 2017;36:1-11.

<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.03.001>

Improving dose accuracy in radiation therapy: Validating monte carlo simulations with GATE and PRIMO

Nargess Haghighat Nazar¹, Mohammad Mehdi Firoozabadi¹, Mahdi Ghorbani²

1. Physics Department, Faculty of Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran

2. Biomedical Engineering and Medical Physics Department, School of Medicine, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Corresponding author: Mohammad Mehdi Firoozabadi, Physics Department, Faculty of Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran. Email: Mfiroozabadi@birjand.ac.ir

Submitted: 2 October 2024

Accepted: 29 January 2024

Abstract

Background & Aim: Optimizing radiation dose in radiotherapy treatments is of great importance. Monte Carlo simulation of medical linear accelerators is a key tool for enhancing precision and reliability in treatment planning, reducing radiation risks, improving treatment quality and effectiveness, and saving time and resources.

Methods: In this study, the treatment head components of a Varian Clinac 2100 linear accelerator were modeled using the GATE/ GEANT 4 code (version 8.2) and the PRIMO simulation software (version 0.3.64.1841). The developed model was validated for a 6 MeV photon beam using the phase-space technique in both PRIMO and GATE codes, as well as the conventional dose calculation method in GATE. The calculated results were compared with measurements conducted in a water phantom with dimensions of $50 \times 50 \times 30 \text{ cm}^3$ at a source-to-surface distance (SSD) of 100 cm. Percentage depth dose (PDD) and transverse profiles were calculated at a depth of 10 cm and at the depth of maximum dose for field sizes of $5 \times 5 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, and $30 \times 30 \text{ cm}^2$.

Results: Dosimetry was performed using voxel sizes of $2 \times 2 \times 2 \text{ cm}^3$ for percentage depth dose and $5 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ for transverse profiles. The optimal parameters, including an average electron beam energy of 6.2 MeV, a standard deviation of 0.17 MeV, and an electron source size of 2 mm, were determined, showing good agreement between simulation and measurement results.

Conclusion: The results indicated that the mean point-to-point deviation was less than 2.5%, and 95.56% of the evaluated points met the gamma index criterion of 3/3 % mm. This study confirms the capability of the PRIMO and GATE codes in radiotherapy applications.

Keywords:

Radiation Therapy,
Simulation, Monte
Carlo, GATE,
PRIMO

How to Cite this Article: Haghighat Nazar N, Firoozabadi MM, Ghorbani M. Improving dose accuracy in radiation therapy: Validating monte carlo simulations with GATE and PRIMO. Journal of Torbat Heydariyeh University of Medical Sciences. 2025;12(4):79-89.