

اندازه‌گیری متغیرهای دزیمتری براکی‌تراپی چشمه‌ی کبالت-۶۰ با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلوی Geant4 و مقایسه‌ی نتایج با مدل استاندارد چشمه‌ی BEBIG

علیرضا خزانی^۱، اکبر عبدی‌سرای^۲، کمال مصطفی‌نژاد^۳، اعظم ذبیحی^۴

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: براکی‌تراپی برای درمان سرطان در فاصله‌ی کوتاه با تشعشع حاصل از منابع پرتوزای کوچک که کپسول‌گذاری شده‌اند، استفاده می‌شود. در شیوه‌نامه‌ی TG-43، از شدت گرمای هوا (Air kerma)، ثابت آهنگ دز، تابع هندسی چشمه‌ی خطی، تابع دز شعاعی و تابع ناهمسان‌گردی دو بعدی برای محاسبه‌ی توزیع دز حول هر چشمه‌ی خطی براکی‌تراپی استفاده می‌شود. هدف از انجام این مطالعه، محاسبه و به دست آوردن متغیرهای دزیمتری برای چشمه‌ی کبالت-۶۰، با استفاده از کد Geant4 و مقایسه با محاسبات مرجع انجام شده‌ی چشمه‌ی کبالت BEBIG، بود.

روش‌ها: با استفاده از کد Geant4، چشمه‌ی کبالت و فانتوم آب جهت انجام محاسبات دزیمتری، شبیه‌سازی شدند. در این مطالعه، برای پرتوهای گامای حاصل از چشمه‌ی کبالت-۶۰، انرژی متوسط پرتوهای گاما در شبیه‌سازی در نظر گرفته شد.

یافته‌ها: نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده به روش مونت کارلوی Geant4 به صورت منحنی‌های توزیع دز و متغیرهای مهم در دزیمتری چشمه‌ی براکی‌تراپی، طبق توصیه‌ی شیوه‌نامه‌ی TG-43U1 با درصد خطای کم به دست آمد. همچنین، کمیت‌های دزیمتری شامل شدت گرمای هوا، تابع دز شعاعی، تابع دز ناهمسان‌گردی دو بعدی برای زاویه‌های ۰-۹۰ درجه، ثابت آهنگ دز و چگالی نوری میزان کاهش در محاسبه شد. مقدار ثابت آهنگ دز (A)، $1.08 \pm 0.03 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ به دست آمد.

نتیجه‌گیری: محاسبات انجام شده با استفاده از کد Geant4 در مقایسه با داده‌های مرجع چشمه‌ی کبالت BEBIG، توافق خوبی را نشان داد. متغیرهای دزیمتری به دست آمده از شبیه‌سازی بر اساس شیوه‌نامه‌ی TG-43U1 می‌تواند در نرم‌افزارهای طراحی درمان براکی‌تراپی مورد استفاده قرار بگیرد.

واژگان کلیدی: براکی‌تراپی، دزیمتری، کبالت

ارجاع: خزانی علیرضا، عبدی‌سرای اکبر، مصطفی‌نژاد کمال، ذبیحی اعظم. اندازه‌گیری متغیرهای دزیمتری براکی‌تراپی چشمه‌ی کبالت-۶۰ با استفاده از روش شبیه‌سازی مونت کارلوی Geant4 و مقایسه‌ی نتایج با مدل استاندارد چشمه‌ی BEBIG. مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۳۹۸؛

۳۷ (۵۵۹): ۱۴۲۸-۱۴۲۸

(مثل دهانه‌ی رحم، مثانه و یا رکتوم) در کنار تومورها قرار می‌گیرد و آن را در معرض پرتوگیری قرار می‌دهد. روش دوم، پرتودهی درون‌بافتی است که در آن چشمه‌های پرتوزا به طور مستقیم در حجم تومور کاشته می‌شوند. یکی از پیشرفت‌های عمده‌ای که بیشترین تأثیر را بر ظهور دوباره‌ی براکی‌تراپی در سال‌های اخیر داشته است، معرفی دستگاه‌های پس از بارگذاری از راه دور (Remote afterloading) بوده است که در آن‌ها کاشت، بدون پرتوگیری کارکنان رادیوتراپی و

مقدمه

براکي‌تراپی، فرایندی است که در آن یک یا چندین چشمه‌ی پرتوزای سربسته در مجاور مناطق توموری بدن به صورت میان‌بافتی، درون حفره‌ای و سطحی قرار می‌گیرند (۱). با این روش، مقدار دز بالایی را می‌توان به حجم محدودی همچون تومور رساند. براکی‌تراپی، شامل دو روش اصلی و متفاوت از هم می‌باشد (۲). روش اول، پرتودهی درون حفره‌ای است که در آن، چشمه‌های پرتوزا درون حفره‌های بدن

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک، دانشکده‌ی علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

۲- استادیار مهندسی هسته‌ای راکتور، گروه فیزیک، دانشکده‌ی علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

۳- مهندس هسته‌ای، بخش رادیوتراپی آنکولوژی، بیمارستان امید، ارومیه، ایران

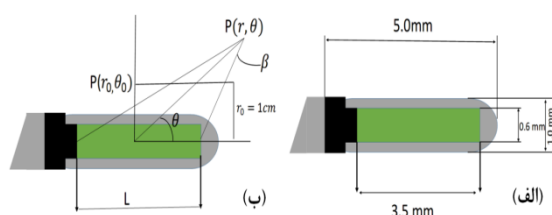
۴- دکتری تخصصی فیزیک، محقق آزاد، ایران

نویسنده‌ی مسؤو: اکبر عبدی‌سرای، استادیار مهندسی هسته‌ای راکتور، گروه فیزیک، دانشکده‌ی علوم پایه، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

Email: ak.abdi@urmia.ac.ir

ناهمسان‌گردی و $g_L(r)$ تابع دز شعاعی در فواصل مختلف عمود بر محور چشمه می‌باشد.

مطابق شکل (۱)، r فاصله‌ی نقطه‌ی دلخواه تا مرکز چشمه بر حسب سانتی‌متر، θ زاویه‌ی نسبت به محور طولی چشمه بر حسب رادیان، L طول مؤثر چشمه بر حسب سانتی‌متر و همچنین β زاویه‌ی محصور بین ابتدا و انتهای طول مؤثر چشمه از نقطه‌ی دلخواه بر حسب رادیان است و (r_0, θ_0) مختصات نقطه‌ی مرجع می‌باشد که در آن، $r_0 = 1\text{cm}$ و $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$ است.



شکل ۱. (الف) و (ب)، به ترتیب مختصات دکارتی و فضایی ابعاد هندسی چشمه‌ی کبالت-۶۰

هدف از انجام این مطالعه، شبیه‌سازی متغیرهای دزیمتری لازم برای چشمه‌ی کبالت-۶۰ بیمارستان امید شهر ارومیه با استفاده از کد مونت کارلوی Geant4 بود. این مطالعه، اولین مطالعه‌ی ای بود که در این زمینه انجام شد و یافته‌های آن، با نتایج سایر مطالعات و از جمله چشمه‌ی مدل BEBIG مقایسه گردید.

روش‌ها

چشمه‌ی مورد استفاده در این مطالعه، کبالت-۶۰ بود که توسط فعال‌سازی نوترونی کبالت ۵۹ پایدار، ایجاد می‌شود و نیمه‌عمر آن، ۵/۲۶ سال است (۱۳-۱۲). اکتیویته‌ی چشمه، ۸۹ گیگا بکرل است. برای شبیه‌سازی چشمه‌ی براکی‌تراپی کبالت-۶۰ و همچنین، انجام محاسبات از کد شبیه‌سازی Geant4 استفاده شد که مبتنی بر روش مونت کارلو می‌باشد (۱۴). برای مواد تعریف شده در اجزای مختلف فانتوم و چشمه‌ی کبالت-۶۰، بر حسب عناصر تشکیل دهنده و نسبت جرمی هر کدام از آن‌ها، از کتابخانه‌ی Nist در کد Geant4 استفاده شد که در شکل ۲، هندسه شبیه‌سازی شده است.

در شبیه‌سازی با کد Geant4، جنس فانتوم باید طوری انتخاب شود که بیشترین شباهت را از لحاظ عدد اتمی مؤثر به بافت‌های بدن انسان یعنی به طور تقریبی برابر با عدد ۷ داشته باشد. بنابراین، می‌توان از موادی مثل آب، پلکسی گلاس، پلی استایرن و مواد با عدد اتمی مشابه استفاده نمود. در جدول ۱، مشخصات فیزیکی و موارد استفاده‌ی بالینی برای انواع مختلف چشمه‌های پرتوزا آمده است (۲-۱).

پرستاری صورت می‌گیرد (۴-۳). میزان دز در درمان‌های براکی‌تراپی شامل میزان دز پایین (Low dose rate یا LDR)، دز میانه (Medium dose rate یا MDR) (۲-۰/۴ گری/ساعت)، و دز بالا (High dose rate یا HDR) (۱۲-۲ گری/ساعت) می‌باشد (۵).

Guerrero و همکاران، با استفاده از کد مونت کارلوی PENELOPE متغیرهای دزیمتری چشمه کبالت-۶۰ را به عنوان جایگزین چشمه ایریدیم-۱۹۲ به دست آوردند (۶). همچنین، در همان سال، متغیرهای دزیمتری چشمه‌ی براکی‌تراپی کبالت-۶۰ با دز بالا، توسط Selvam و Bhola با استفاده از کد مونت کارلوی EGSnrc شبیه‌سازی شد (۷). Badry و همکاران، توزیع دز چشمه‌ی براکی‌تراپی کبالت-۶۰ را در آب و محیط‌های مختلف به دست آوردند (۸).

روش‌های مختلفی برای تعیین متغیرهای دزیمتری برای براکی‌تراپی موجود است که یکی از آن‌ها شبیه‌سازی با استفاده از کد مونت کارلوی Geant4 می‌باشد. در این مطالعه، با استفاده از کد Geant4 و شبیه‌سازی چشمه‌ی کبالت-۶۰ و فانتوم‌های دزیمتری، برخی از متغیرهای مهم در دزیمتری چشمه‌ی کبالت براکی‌تراپی به دست آمد. یکی از مزیت‌های استفاده از کد Geant4 برای شبیه‌سازی در مقایسه با سایر روش‌های شبیه‌سازی مانند Monte Carlo N-particle (MCNP)، طراحی آسان و ساده در ایجاد هندسه و ساختار سه بعدی می‌باشد.

در دزیمتری چشمه‌های پرتوزا از اطلاعاتی استفاده می‌شود که انجمن فیزیک پزشکی در کشور آمریکا (American Association of Physics in Medicine یا AAPM) در سال ۱۹۹۱ توسط گروه کاری TG-43 به صورت یک شیوه‌نامه ارائه داده است. معرفی TG-43 باعث پیشرفت قابل توجهی در دزیمتری براکی‌تراپی شد و در واقع، الگویی را برای تعیین متغیرهای لازم برای چشمه‌های پرتوزای مورد استفاده در براکی‌تراپی توصیه نموده است که امروزه، به طور تقریبی در تمامی نرم‌افزارهای طراحی درمان مورد استفاده می‌گردد (۹). در شیوه‌نامه‌ی TG-43، هر یک از کمیت‌های به کار رفته به منظور محاسبه‌ی نرخ دز برای نوع خاصی از چشمه، اندازه‌گیری یا محاسبه می‌شوند (۱۱-۱۰).

برای محاسبه‌ی دز طبق رابطه‌ی (۱) در دو بعد حول چشمه‌ی استوانه‌ای بر اساس شیوه‌نامه‌ی TG-43 خواهیم داشت:

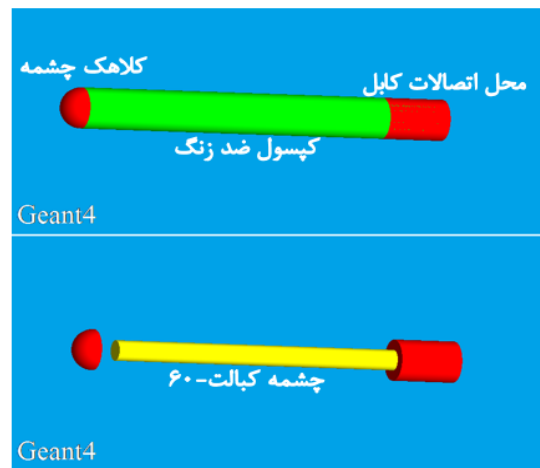
$$D(r, \theta) = S_k \times \Lambda \times \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \times g_L(r) \times F(r, \theta) \quad (1)$$

که در این رابطه، Λ ثابت آهنگ دز، S_k شدت کرمای هوا، $G_L(r, \theta)$ ضریب هندسی توزیع فضایی دز، $F(r, \theta)$ تابع

آهنگ دز در فاصله‌های r و یک سانتی‌متر و زاویه‌ی 90° درجه هستند. $G(1, \frac{\pi}{2})$ و $G(r, \frac{\pi}{2})$ مربوط به تابع‌های ناهمسان‌گردی در فاصله‌های r و 1 سانتی‌متر و زاویه‌ی 90° درجه می‌باشند.

برای به دست آوردن توزیع دز در فانتوم آب، چشمه در مرکز فانتوم کروی به شعاع 50 سانتی‌متر قرار داده شد. این اندازه، در فانتوم تا فاصله‌ی 20 سانتی‌متر از چشمه تعریف شده است که با روش مشابهی با آنچه در مطالعات انجام شده (۱۵) مطابقت دارد. برای به دست آوردن متغیرهای دزیمتری، استوانه‌های هم‌مرکز به مرکزیت چشمه در فانتوم آب، که محورشان هم‌راستا با محور چشمه است و ارتفاع و قطرشان $0.5/0$ سانتی‌متر تعریف شده است که در عمق‌های مختلف می‌باشد و همچنین، با گام یک درجه در زوایای $180^\circ-0^\circ$ درجه محاسبه شده است.

شدت گرمای هوا، معیاری از شدت چشمه‌ی براکی‌تراپی است و برابر انرژی جنبشی است که توسط پرتوهای یونیزان به الکترون‌های ماده‌ی هدف منتقل می‌شود. بنابراین، برای ارزیابی شدت گرمای هوا به ازای واحد اکتیویته، چشمه در مرکز مکعبی از هوا در ابعاد $4 \times 4 \times 4$ متر مکعب تعریف شد. ترکیب هوا با رطوبت نسبی 40% درصد طبق گزارش‌های کارگروه TG-43 توصیه می‌شود. کرما با استفاده از سلول‌های حلقه‌ای استوانه‌ای، با ضخامت و ارتفاع 1 سانتی‌متر، حول محور عرضی چشمه و از رابطه‌ی (۳) به دست می‌آید.



شکل ۲. هندسه‌ی شبیه‌سازی شده‌ی چشمه‌ی براکی‌تراپی چشمه‌ی کبالت-۶۰ برای محاسبات توسط کد Geant4

از توابع مورد نیاز در روش درمانی براکی‌تراپی اندازه‌گیری شده، تابع دز شعاعی است. در تابع دز شعاعی، اثرهای جذب و پراکندگی فوتون‌ها در محیط آب اطراف چشمه در امتداد محور عمود بر چشمه در نظر گرفته می‌شوند. این تابع به صورت رابطه‌ی (۲) تعریف می‌شود:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \frac{\pi}{2}) \times G(1, \frac{\pi}{2})}{\dot{D}(1, \frac{\pi}{2}) \times G(r, \frac{\pi}{2})} \quad (2)$$

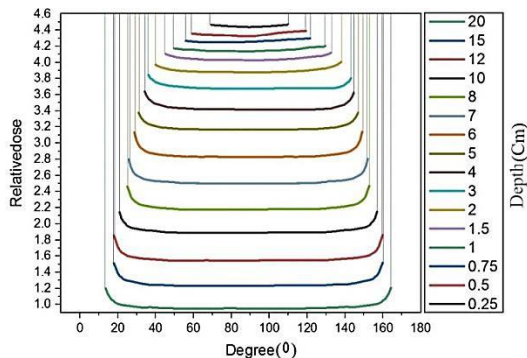
در این رابطه، عبارت‌های $\dot{D}(1, \frac{\pi}{2})$ و $\dot{D}(r, \frac{\pi}{2})$ به ترتیب مقادیر

جدول ۱. مشخصات فیزیکی و موارد استفاده‌ی بالینی برای رادیوایزوتوپ‌های به‌کار رفته در براکی‌تراپی

کاربرد بالینی	عنصر	ایزوتوپ	شکل چشمه	نیمه‌عمر	انرژی (MeV)
چشمه‌های سربسته‌ی از کار افتاده					
LDR درون‌حفره‌ای و درون‌بافتی	رادیوم	^{226}Ra	تیوپ و سوزن	۱/۶۲۶ سال	۰/۸۳۰
درون‌بافتی دائم قالب‌های موقت	رادون	^{222}Rn	گاز کپسول در تیوپ طلا	۳/۸۳ روز	۰/۸۳۰
چشمه‌های سربسته‌ی در حال استفاده					
LDR درون‌حفره‌ای و درون‌بافتی	سزیوم	^{137}Cs	تیوپ و سوزن	۳۰ سال	۰/۶۶۲
LDR کاشت دائم	سزیوم	^{131}Cs	دانه	۹/۶۹ روز	۰/۰۳۰
LDR درون‌بافتی موقت براکی‌تراپی	ایریدیم	^{192}Ir	دانه‌ها در نوار نایلونی، سیم‌های فلزی	۷۳/۸ روز	۰/۳۹۷
درون‌عروقی / قلبی					
HDR درون‌بافتی	کبالت	^{60}Co	کره‌های کپسول	۵/۲۶ سال	۱/۲۵۰
درون‌بافتی دائم	ید	^{125}I	دانه	۵۹/۶ روز	۰/۰۲۸
درون‌بافتی دائم	پالادیوم	^{103}Pd	دانه	۱۷ روز	۰/۰۲۰
چشمه‌های سربسته‌ی توسعه‌یافته					
LDR درون‌حفره‌ای	آمرسیوم	^{241}Am	تیوپ	۴۳۲ سال	۰/۰۶۰
HDR درون‌بافتی	ایتربیوم	^{169}Yb	دانه	۳۲ روز	۰/۰۹۳
LDR درون‌حفره‌ای	کالیفرنیم	^{252}Cf	تیوپ	۲/۶۵ سال	۲/۴۰۰
LDR درون‌بافتی موقت	ساماریوم	^{145}Sm	دانه	۳۴۰ روز	۰/۰۴۳

LDR: Low dose rate; HDR: High dose rate

یکسان از درصد دز عمقی رسم می‌شوند. طبق نتایج به دست آمده از کد Geant4، نمودارهای هم‌دز برای چشمه‌ی کبالت-۶۰ در این مطالعه در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳. منحنی هم‌دز برای چشمه‌ی کبالت-۶۰ در زوایه‌های ۰-۱۸۰ درجه در عمق‌های مختلف

بررسی منحنی‌های هم‌دز نشان می‌دهد که دز در هر عمقی بر روی محور مرکزی پرتو، بیشترین مقدار را دارد و به تدریج، به سمت لبه‌های پرتو کاهش می‌یابد. در نزدیکی لبه‌های پرتو، آهنگ دز به صورت تابعی از فاصله‌ی جانبی از محور پرتو، به سرعت کاهش می‌یابد و همین‌طور تغییرات دز ناشی از پراکندگی‌های جانبی از میدان و پراکندگی و نشت از سیستم‌های موازی‌ساز می‌باشد. به علت این که چشمه‌ی برای تریپ در مرکز عمق تومور کاشته می‌شود، توزیع دز در مرکز تومور بیشترین مقدار و تأثیر را بر روی یافت مبتلا به سرطان دارد و با نفوذ در اعماق تومور، از شدت این دز کاسته می‌شود. همان‌طور که در شکل‌های ۴ و ۵ مشاهده می‌شود، در واقع چگالی نوری این میزان کاهش دز را نشان می‌دهد. شکل ۶، تابع دز شعاعی برای چشمه‌های مختلف و چشمه‌ی شبیه‌سازی شده در این مطالعه را نشان می‌دهد.

$$S_k = \dot{K}_\delta(d)d^2 \quad (3)$$

شدت گرمای هوا برابر با آهنگ گرمای هوا در محیط خلأ در اثر فوتون‌های با انرژی بیشتر از انرژی قطع (Energy cut-off) (δ) در فاصله‌ی d ، فاصله‌ی عمودی از مرکز چشمه تا نقطه‌ی تعیین \dot{K}_δ می‌باشد که در مربع فاصله، ضرب شده است. واحد شدت گرمای هوا برابر با $\mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$ می‌باشد که با واحد آهنگ گرمای هوا (U) نشان داده می‌شود.

یافته‌ها

ثابت نرخ دز Λ ، یکی از متغیرهای مهم در انجام محاسبات دزیمتری می‌باشد که به عنوان نسبت دز در محیط آب در فاصله‌ی یک سانتی‌متری روی محور، عمود بر چشمه با شدت یک واحد گرمای هوا تعریف می‌شود (۱۶). این کمیت، به نوع و هندسه‌ی چشمه، توزیع فضایی رادیو اکتیویته‌ی درون چشمه و پوشش آن بستگی دارد و از رابطه‌ی (۴) به دست می‌آید و واحد آن $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ است.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (4)$$

برای این که ثابت نرخ دز نیز به همان خوبی متغیرهای توزیع دز نسبی مشخص شود، شیوه‌نامه‌ی TG-43 استفاده از آب را به عنوان ماده‌ی مرجع توصیه نموده است. ثابت نرخ دز Λ ، با استفاده از نتایج به دست آمده از کد Geant4 و با استفاده از رابطه‌ی (۴) برابر با $1/0.086 \pm 0/0.03 \text{ cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$ همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، مقدار ثابت نرخ دز برای چشمه‌ی کبالت-۶۰ شبیه‌سازی شده با کد Geant4 در مقایسه با مدل (۶-۷) BEBIG و همچنین، سایر مطالعات، قابل قبول است.

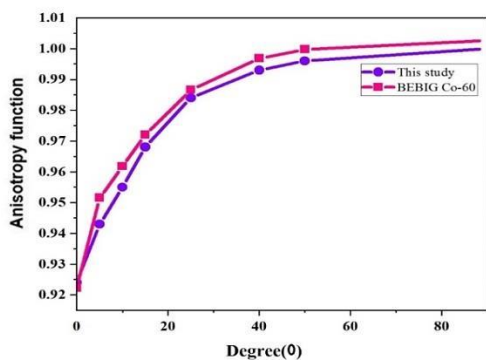
یک منحنی هم‌دز برای یک پرتوی معین، متشکل از گروهی از منحنی‌های هم‌دز است که به طور معمول به صورت افزایش‌های

جدول ۲. مقایسه‌ی مقادیر ثابت نرخ دز چشمه‌ی کبالت-۶۰ شبیه‌سازی شده با مدل BEBIG و سایر مطالعات انجام شده

چشمه	Λ $\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1}$	Λ $G(r = 1\text{cm}, \theta = 90^\circ)(\text{cGyh}^{-1}\text{U}^{-1})$
شبیه‌سازی شده با کد Geant4	$1/0.086 \pm 0/0.03$	$1/0.097 \pm 0/0.03$
مدل BEBIG (۶)	$1/0.087 \pm 0/0.11$	$1/0.098 \pm 0/0.11$
BEBIG-GK60M21	$1/0.084 \pm 0/0.05$	$1/0.095 \pm 0/0.05$
BEBIG-GK60M21 (۱۷)	$1/0.093 \pm 0/0.02$	$1/1.04 \pm 0/0.02$
BEBIG-Co0.A86 (۱۸)	$1/0.097 \pm 0/0.02$	$1/1.08 \pm 0/0.02$
GZP6 Ch.6 (۱۹)	$1/0.086 \pm 0/0.05$	$1/0.097 \pm 0/0.05$
GZP6 Ch.3/4 (۱۹)	$1/0.087 \pm 0/0.05$	$1/0.098 \pm 0/0.05$
چشمه‌ی نقطه‌ای (۲۰)	$1/0.094 \pm 0/0.02$	$1/0.094 \pm 0/0.11$

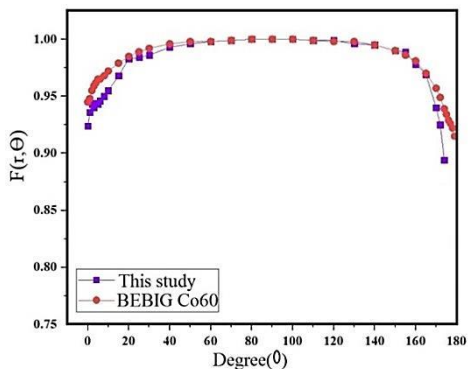
$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta) \times G_L(1, \theta_0)}{D(1, \theta) \times G_L(r, \theta_0)} \quad (5)$$

این تابع، تغییرات زاویه‌ای آهنگ دز مربوط به چشمه را در هر فاصله‌ای بیان می‌کند و وابسته به فیلتراسیون ذاتی و فیلتراسیون مایل فوتون‌های اولیه است که از مواد کپسول در برگیرنده‌ی چشمه می‌گذرند. تابع دز ناهمسان‌گرد، توزیع دز ناشی از اثرهای جذب و پراکندگی در محیط آب اطراف چشمه می‌باشد. همان‌طور که در شکل ۷ مشخص است، مقایسه‌ی نتایج به دست آمده با استفاده از شبیه‌سازی کد Geant4 چشمه‌ی کبالت-۶۰ با مدل BEBIG (۱۶)، توافق قابل قبولی را ارائه می‌دهد.

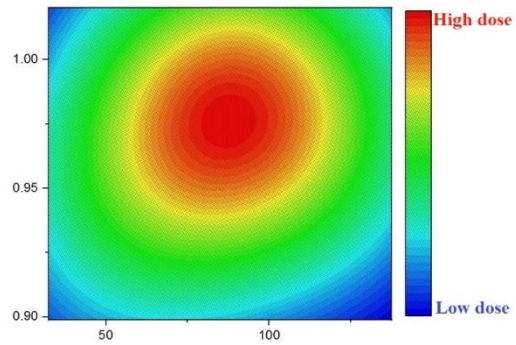


شکل ۷. مقایسه‌ی نمودار توابع دز ناهمسان‌گرد از زاویه‌ی ۰-۹۰ درجه برای چشمه‌ی کبالت-۶۰ شبیه‌سازی شده با چشمه‌ی مدل BEBIG

همچنین، تغییرات دز در عرض میدان و در یک عمق مشخص در شکل (۸) آمده است که در واقع، نمایه‌ی (Profile) پرتو را نشان می‌دهد. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، مقایسه‌ی پروفایل تابع دز ناهمسان‌گرد چشمه‌ی کبالت شبیه‌سازی شده با پروفایل تابع دز ناهمسان‌گرد چشمه‌ی مدل BEBIG در عمق ۵ سانتی‌متری، توافق قابل قبولی دارد.

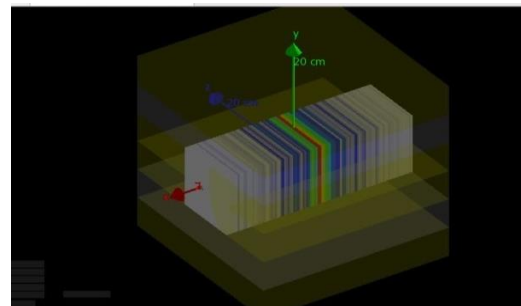


شکل ۸. مقایسه‌ی نمایه‌ی دز در عمق ۵ سانتی‌متری برای دو چشمه‌ی کبالت شبیه‌سازی شده و مدل BEBIG



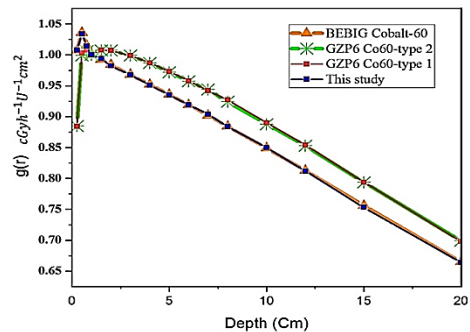
شکل ۴. چگالی نوری میزان کاهش دز از مرکز به بیرون تومور

همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، میزان توزیع دز شعاعی نیز از بیشینه‌ی انرژی در نزدیک مرکز تومور، مسیری نزولی با شیب تند را داشته است که با نفوذ در عمق بیشتر از میزان شدت دز به شدت کاهش یافته است.



شکل ۵. میزان کاهش دز از مرکز به بیرون تومور در فضای هندسی کد مونت کارلوی Geant4

همچنین، با استفاده از کد Geant4، تابع دز ناهمسان‌گردی دو بعدی $F(r, \theta)$ ، که یکی دیگر از کمیت‌های مهم و مورد پیشنهاد شیوه‌نامه‌ی TG-43 است، بررسی و محاسبه شد. این تابع، طبق رابطه‌ی ۵ تعریف می‌شود.



شکل ۶. مقایسه‌ی تابع دز شعاعی محاسبه شده با کد Geant4 در فانتوم آب با سایر چشمه‌ها در فاصله‌ی ۰-۲۰ سانتی‌متری از چشمه

بیشترین اختلاف در تابع دز ناهمسان‌گردی در فاصله‌ی ۵ سانتی‌متری در زوایای ۱۵-۵ درجه و ۱۸۰-۱۶۵ درجه در راستای محور طولی چشمه است. علت اصلی این اختلاف، می‌تواند وجود تخلخل و پیچش رشته‌های موجود در کابل و در نتیجه، ایجاد آشفتگی در توزیع منحنی‌های هم‌دز باشد (۲۰-۱۹).

همچنین، مقدار کرمای هوا با استفاده از شبیه‌سازی کد Geant4 برابر با $17/240 \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$ به دست آمد که این مقدار، برای مدل BEBIG برابر با $16/991 \mu\text{Gym}^2\text{h}^{-1}$ می‌باشد که این میزان با درصد خطای ۱/۴ درصد، توافق قابل قبولی دارد.

مقایسه‌ی اندازه‌گیری‌ها و نتایج شبیه‌سازی با کد Geant4 و تطابق با فرمول‌بندی شیوه‌نامه‌ی TG-43U1، می‌تواند به طور کاربردی برای انتخاب روش درمان براکی‌تراپی و اطمینان بیشتر به کار رود. این نتایج، بیانگر این است که چشمه‌ی کبالت-۶۰ شبیه‌سازی شده، دارای توزیع دزی می‌باشد که در نتیجه‌ی افزایش فاصله در عمق، با سرعت کاهش می‌یابد و همان‌طور که در شکل ۹ نیز مشاهده می‌شود، این کاهش توزیع دز در عمق‌های دورتر از مرکز تومور، باعث می‌شود که روش براکی‌تراپی به عنوانی روش بسیار امنی در مقایسه با سایر روش‌های درمانی باشد.

از جمله محدودیت‌هایی که در این پژوهش بر میزان درصد خطای به دست آمده در مقایسه با سایر روش‌های شبیه‌سازی تأثیرگذار است، نسخه‌ی نرم‌افزاری کد Geant4 می‌باشد که برای کاهش میزان درصد خطا پیشنهاد می‌شود که از نسخه‌ی بروزسانی شده استفاده گردد.

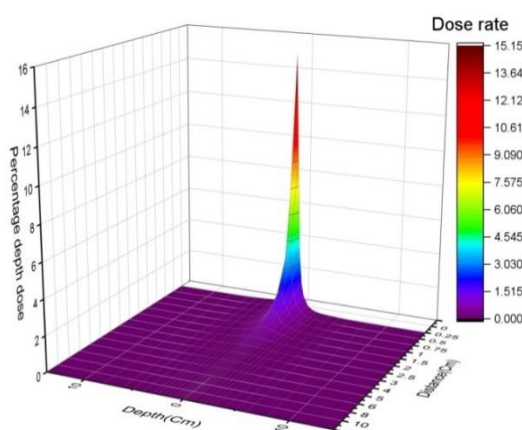
نتیجه‌گیری کلی این که یافته‌های حاصل از شبیه‌سازی با کد Geant4 برای چشمه‌ی براکی‌تراپی کبالت-۶۰ و در مقایسه با مدل BEBIG، مطابقت خوبی داشتند و نشان از درستی روش محاسباتی می‌باشد. نتایج این مطالعه، می‌تواند در استفاده‌ی بالینی چشمه‌های براکی‌تراپی و متغیرهای دزیمتری مورد بررسی قرار گیرد.

به طور کلی، در بیشتر محاسبات دزیمتری براکی‌تراپی، فانتوم‌های پلی‌استایرن و پلکسی‌گلاس را معادل آب در نظر می‌گیرند، اما به علت متفاوت بودن ضریب جذب انرژی جرمی ($\frac{\mu}{\rho}$) در مواد تشکیل دهنده‌ی این فانتوم‌ها با ضریب جذب انرژی در آب، جایگزین نمودن این مواد با آب در شبیه‌سازی نتایج متفاوتی به دست می‌دهد. بنابراین، پیشنهاد می‌گردد از فانتوم‌های پلی‌استایرن و پلکسی‌گلاس نیز برای شبیه‌سازی استفاده شود.

تشکر و قدردانی

مطالعه‌ی حاضر با شماره‌ی ۶۹۳/پد/۲ در دانشگاه ارومیه به تصویب رسیده است. بدین وسیله، نویسندگان از معاونت پژوهشی دانشکده‌ی

در زمینه‌های درمانی به روش براکی‌تراپی، تمام تلاش بر این است که در طول درمان، آسیب ناشی از پرتو و مواد پرتوزا به بافت‌ها و سلول‌های سالم مجاور تومور، به کمترین میزان برسد و در عین حال، بیشترین اثر بر روی تومور گذاشته شود تا روند درمان کامل و بی‌نقص باشد. همان‌طور که در شکل ۹ مشاهده می‌شود، اهداف درمانی در براکی‌تراپی به دلیل قرارگیری چشمه‌ی داخل تومور به خوبی نتیجه‌بخش بوده و اصل مهم *As low as reasonably achievable* (ALARA) را پوشش داده است (۱۸-۱۷).



شکل ۹. توزیع درصد دز بر حسب عمق از مرکز تومور

بحث

در تمامی مراحل شبیه‌سازی با استفاده از کد Geant4، برنامه‌های نوشته شده با نتایج حاصل از چشمه‌ی کبالت-۶۰ با مدل BEBIG و همچنین، مندرج در مقاله‌ها و با شیوه‌نامه‌های معتبر صحت‌گذاری شدند. مقایسه‌ی نتایج تابع دز شعاعی برای چشمه‌های تجاری رایج *GZP Co60-type1*، *GZP Co60-type2*، *BEBIG* و چشمه‌ی شبیه‌سازی شده با کد Geant4، در فاصله‌ی ۲۰-۰ سانتی‌متری از چشمه، در شکل ۶ نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، میزان توزیع دز شعاعی نیز از بیشینه‌ی انرژی در نزدیک مرکز تومور، مسیری نزولی با شیب تند را داشته است که با نفوذ در عمق بیشتر از میزان شدت دز به شدت کاسته شده است. تفاوت ناچیز در منحنی‌های شکل ۶، می‌تواند به عنوان معیار درستی نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده در این مطالعه به کار رود. لازم به ذکر است بیان شود اختلاف‌های کوچکی که در این شکل مشاهده می‌شود، به علت‌های متفاوتی نظیر ساختار و هندسه‌ی چشمه، نوع فانتوم، شرایط و نوع کد استفاده شده برای شبیه‌سازی می‌باشد.

شکل ۸، نمایه‌ی دز در عمق ۵ سانتی‌متری را نشان می‌دهد که نتایج حاصل از شبیه‌سازی با مدل BEBIG مقایسه و مشاهده شد که

قدردانی به عمل می‌آورند.

علوم پایه به جهت همکاری و حمایت در انجام این پژوهش، تشکر و

References

1. Montemaggi P, Trombetta M, Brady L. Brachytherapy: An International Perspective. New York, NY: Springer; 2016.
2. Yoshioka Y, Itami J, Oguchi M, Nakano. Brachytherapy: Techniques and Evidences. Gateway, Singapore: Springer Singapore; 2019.
3. Yong JS, Ung NM, Jamalludin Z, Malik RA, Wong JHD, Liew YM, et al. Dosimetric impact of applicator displacement during high dose rate (HDR) Cobalt-60 brachytherapy for cervical cancer: A planning study. *Radiat Phys Chem* 2016; 119: 264-71.
4. Gurjar OP, Batra M, Bagdare P, Kaushik S, Tyagi A, Naik A, et al. Dosimetric analysis of Co-60 source based high dose rate (HDR) brachytherapy: A case series of ten patients with carcinoma of the uterine cervix. *Rep Pract Oncol Radiother* 2016; 21(3): 201-6.
5. Palmer A, Bradley D, Nisbet A. Physics-aspects of dose accuracy in high dose rate (HDR) brachytherapy: source dosimetry, treatment planning, equipment performance and in vivo verification techniques. *J Contemp Brachytherapy* 2012; 4(2): 81-91.
6. Guerrero R, Almansa JF, Torres J, Lallena AM. Dosimetric characterization of the (60)Co BEBIG Co0.A86 high dose rate brachytherapy source using PENELOPE. *Phys Med* 2014; 30(8): 960-7.
7. Selvam TP, Bholra S. Technical note: EGSnrc-based dosimetric study of the BEBIG 60Co HDR brachytherapy sources. *Med Phys* 2010; 37(3): 1365-70.
8. Badry H, Oufni L, Ouabi H, Hirayama H. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for (60)Co high dose rate brachytherapy source in water and in different media. *Appl Radiat Isot* 2018; 136: 104-10.
9. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004; 31(3): 633-74.
10. Phillip MD. Brachytherapy: Applications and Techniques. 2nd ed. New York, NY: Springer; 2015.
11. Khan FM. The physics of radiation therapy. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2014.
12. Singh N. Radioisotopes: Applications in physical sciences. Rijeka, Croatia: IntechOpen; 2011.
13. Podgorsak EB, International Atomic Energy Agency. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency; 2005.
14. Geant4 10.6. User Documentation [Online]. [cited 2019 Dec 6]; Available from: URL: https://geant4.web.cern.ch/support/user_documentation
15. Bahreyni Toossi MT, Ghorbani M, Mowlavi AA, Taheri M, Layegh M, Makhdoui Y, et al. Air kerma strength characterization of a GZP6 Cobalt-60 brachytherapy source. *Rep Pract Oncol Radiother* 2010; 15(6): 190-4.
16. Robert N, Chauhan RP, Oinam A, Rai B. Formulation of normal tissue irradiation volumes in Co-60 and Ir-192 HDR ICBT of Ca cervix using Total Reference Air Kerma (TRAK). *Rep Pract Oncol Radiother* 2019; 24(6): 568-75.
17. Ballester F, Granero D, Perez-Calatayud J, Casal E, Agramunt S, Cases R. Monte Carlo dosimetric study of the BEBIG Co-60 HDR source. *Phys Med Biol* 2005; 50(21): N309-N316.
18. Granero D, Perez-Calatayud J, Ballester F. Technical note: Dosimetric study of a new Co-60 source used in brachytherapy. *Med Phys* 2007; 34(9): 3485-8.
19. Hariri Tabrizi S, Kamali Asl A, Azma Z. Monte Carlo derivation of AAPM TG-43 dosimetric parameters for GZP6 Co-60 HDR sources. *Phys Med* 2012; 28(2): 153-60.
20. Papagiannis P, Angelopoulos A, Pantelis E, Sakelliou L, Karaiskos P, Shimizu Y. Monte Carlo dosimetry of 60Co HDR brachytherapy sources. *Med Phys* 2003; 30(4): 712-21.

Brachytherapy Dosimetry Parameter Measurement for Cobalt-60 Source using Monte Carlo Simulations Geant4, and Comparing the Results with Standard BEBIG Source

Alireza Khazani¹, Akbar Abdisaray², Kamal Mostafanezhad³, Azam Zabihi⁴

Original Article

Abstract

Background: Brachytherapy is used to treat cancer in a short distance with radiation from the radionuclide sources located inside the capsule. This type of treatment is directly treated with direct irradiation, in or near the treatment area; then the dose is continuously delivered to the tumor. In protocol of TG-43, we use air kerma strength, dose rate constant, radial dose function, and anisotropy function to calculate the distribution of doses around any linear source. The purpose of this study was to calculate and obtain dosimetric parameters for the cobalt-60 source, using the Geant4 code, and comparing with the reference calculations of the BEBIG cobalt source.

Methods: By using Geant4 code, cobalt source and water phantom were simulated for dosimetry calculations. The average energy of gamma rays in simulation was considered for gamma rays from cobalt-60 source.

Findings: The results of simulation performed by Monte Carlo Geant4 method was obtained in the form of dose distribution curves and important parameters in the dosimetry of brachytherapy, according to protocol recommendations of TG-43U1 with low error percentage. Moreover, dosimetric quantities including air kerma intensity, radial dose function, two-dimensional anisotropy function for angles of 0 to 90 degrees, dose rate constant, and optical density reduction were calculated. Dose rate constant was obtained as equal to $1.086 \pm 0.003 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$.

Conclusion: Calculations performed with the Geant4 code show a good agreement after comparing with BEBIG cobalt reference data. Dosimetric parameters obtained from the simulation based on the TG-43U1 protocol can be used in brachytherapy treatment design software.

Keywords: Brachytherapy, Radiation dosimetry, Cobalt

Citation: Khazani A, Abdisaray A, Mostafanezhad K, Zabihi A. **Brachytherapy Dosimetry Parameter Measurement for Cobalt-60 Source using Monte Carlo Simulations Geant4, and Comparing the Results with Standard BEBIG Source.** J Isfahan Med Sch 2020; 37(559): 1428-35.

1- MSc Student, Department of Physics, School of Science, Urmia University, Urmia, Iran

2- Assistant Professor, Department of Physics, School of Science, Urmia University, Urmia, Iran

3- Nuclear Engineer, Department of Radiation Oncology, Omid Hospital, Urmia, Iran

4- PhD in Physics, Independent Researcher, Iran

Corresponding Author: Akbar Abdisaray; Assistant Professor, Department of Physics, School of Science, Urmia University, Urmia, Iran; Email: ak.abdi@urmia.ac.ir