

مقایسه توزیع دز حاصل از ایزوتوپ‌های ^{125}I و ^{103}Pd در روش پلاک درمانی سرطان ملانوم چشم به روش مونت کارلو

حسین هاشمی^۱، مجتبی تاجیک^{۱*}، محمد میرزایی^۲ و حسن یوسف‌نیا^۳

^۱ دانشکده فیزیک، دانشگاه دامغان، دامغان، ایران.

^۲ پژوهشگاه کاربرد پرتوها، مرکز تحقیقات کشاورزی و پزشکی سازمان انرژی اتمی، کرج، ایران.

^۳ پژوهشگاه کاربرد پرتوها، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران.

* سمنان، دامغان، دانشگاه دامغان، دانشکده فیزیک، کد پستی ۴۵۶۶۷-۳۶۷۱۶.

پست الکترونیکی: mtajik53@gmail.com؛ tajik@du.ac.ir

چکیده

پلاک‌های چشمی حاوی منابع پرتوزای گاما به‌طور گسترده در براکی‌تراپی برای درمان ملانوم چشم مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این روش درمانی توزیع دقیق دز نقش مهمی در افزایش اثربخشی درمان و کاهش دز دریافتی بافت‌های سالم اطراف دارد. در این مطالعه توزیع دز سه‌بعدی پلاک چشمی COMS برای رادیونوکلیدها ^{125}I و ^{103}Pd با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو مورد بررسی قرار گرفت و نتایج با داده‌های گزارش شده در مطالعات پیشین مقایسه شد. تمامی محاسبات بر اساس معیار استاندارد TG-۴۳ ارائه شده توسط AAPM انجام شد و شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کدهای MCNPX و Geant ۴ و با در نظر گرفتن فانتوم ناهمگن چشم انسان صورت پذیرفت. نتایج نشان داد بیشینه دز جذبی در حجم تومور برای ^{103}Pd حدود ۹۲/۱ گری و برای ^{125}I حدود ۹۱/۸ گری است. مقایسه نتایج با مطالعات پیشین مبتنی بر استاندارد TG-۴۳ بیانگر توافق مناسب است به‌طوری که اختلاف نسبی کمتر از ۵٪ و عدم قطعیت آماری کمتر از ۲٪ به‌دست آمد؛ بنابراین هر دو رادیونوکلید قادر به ایجاد توزیع دز مناسب در حجم تومور هستند و اختلافات مشاهده شده در محدوده عدم قطعیت محاسباتی قرار می‌گیرند؛ بنابراین انتخاب رادیونوکلید مناسب باید بر اساس ملاحظات بالینی شامل اندازه، موقعیت تومور و اهداف طرح درمان انجام شود.

کلیدواژگان: توزیع دز، ایزوتوپ، پلاک درمانی، سرطان ملانوم، روش مونت کارلو، فانتوم چشم، پروتکل TG-۴۳.

۱. مقدمه

این بیماری توسعه یافته است از جمله مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به جراحی، پرتودرمانی خارجی و براکی‌تراپی اشاره کرد. در این بین روش براکی‌تراپی پلاک‌های چشمی به‌عنوان یکی از روش‌های استاندارد درمان ملانوم چشم شناخته شده است.

ملانوم چشم یکی از مهم‌ترین تومورهای بدخیم چشم در بزرگسالان محسوب می‌شود و در صورت عدم درمان به موقع می‌تواند منجر به کاهش شدید بینایی و حتی ازدست‌دادن کامل چشم گردد. در دهه‌های اخیر روش‌های مختلفی برای درمان

پروژه COMS یکی از مهم‌ترین مطالعات بالینی در زمینه درمان ملانوم چشم بود که از دهه ۱۹۸۰ میلادی آغاز شد. نتایج مطالعه نشان داد که استفاده از پلاک‌های چشم می‌تواند به عنوان یک روش مؤثر در درمان این بیماری مورد استفاده قرار گیرد [۱]. اگر چه بسیاری از طرح‌های درمان برای پروتکل COMS نیازمند استفاده از پلاک استاندارد است، به همین دلیل تاکنون مدل‌های مختلفی از این پلاک‌ها و دانه‌ها تولید شده و مورد استفاده قرار گرفته‌اند؛ بنابراین پلاک‌های چشمی با رادیونوکلیدهای مختلف مانند: ^{125}I ، ^{103}Pd ، ^{137}Cs ، ^{106}Ru ، گسیلنده پرتوهای گاما، ایکس، بتا و ... اغلب برای درمان سرطان چشم استفاده می‌شوند. با این حال تفاوت در انرژی فوتون‌های منتشر شده از این ایزوتوپ‌ها می‌تواند بر توزیع دز در بافت‌های مختلف چشم تأثیر بگذارد [۲، ۳].

به همین منظور انجمن فیزیک‌دانان پزشکی آمریکا AAPM گروهی را تحت عنوان کمیته فیزیک‌درمانی با هدف بررسی و ارائه پیشنهاد جهت بهبود استاندارد ایمنی و حفاظت پرتویی موظف کرده‌اند، تا تحقیقات در این زمینه منجر به درک صحیح از دزیمتری براکی‌تراپی چشم شود [۴].

با توجه به پیچیدگی هندسی چشم و وجود بافت‌های مختلف با ترکیب عنصری متفاوت، استفاده از روش‌های محاسباتی دقیق برای محاسبه توزیع دز ضروری است. لذا روش مونت‌کارلو یکی از دقیق‌ترین روش‌های محاسبه انتقال تابش در مواد محسوب می‌شود و به‌طور گسترده در مطالعات دزیمتری براکی‌تراپی استفاده می‌شود.

۲. مروری بر دزیمتری با پلاک و دانه‌های (COMS)

تومور ملانوم چشم یکی از شایع‌ترین تومورهای اولیه داخل چشم است که حدود ۹۰٪ موارد آن در لایه مشیمیه ایجاد می‌شود، هرچند ممکن است در نواحی دیگر مانند عنبیه یا عصب بینایی نیز مشاهده شود. به دلیل حساسیت بالای ساختار حیاتی چشم، کنترل دقیق دز در درمان این بیماری اهمیت اساسی دارد [۵].

در براکی‌تراپی چشم از پلاک‌های COMS توسط چشمه‌های رادیونوکلییدی مانند ^{125}I و ^{103}Pd دانه‌های رادیواکتیو درون یک پلاک محافظ قرار گرفته و به‌طور موقت روی سطح صلبیه نصب می‌شوند تا دز درمانی به ناحیه تومور منتقل شود. این روش یکی از استانداردها در تکنیک‌ها در درمان ملانوم چشمی محسوب می‌شود. در این روش هدف اصلی رساندن دز تجویزی بیش از محدوده ۸۵ گری به ناحیه تومور در یک بازه زمانی مشخص است. این زمان معمولاً برای ^{125}I حدود ۱۲۵ ساعت و برای ^{103}Pd حدود ۱۶۸ ساعت در نظر گرفته می‌شود. انتخاب این بازه زمان به عواملی مانند عمق تومور (حدود ۵ میلی‌متر از سطح صلبیه)، هندسه پلاک و شرایط بالینی بیمار نیز وابسته است [۶]. پارامترهای فیزیکی چشمه‌ها شامل نیمه‌عمر، انرژی فوتون‌های گسیلی، فعالیت و ثابت دز است که در تعیین شرایط درمان نقش مهمی دارند. این پارامترها تعیین‌کننده توزیع دز در بافت‌های مختلف چشم هستند. برای محاسبه دز در براکی‌تراپی، از پروتکل AAPM استفاده می‌شود. این پروتکل، محاسبه دز را در محیط آب همگن بر اساس فاصله و زاویه نسبت به چشمه تعریف می‌کند و به عنوان مرجع اصلی در محاسبات دزیمتری براکی‌تراپی شناخته می‌شود [۷، ۸].

۲.۱. پلاک و مدل فانتوم چشم در COMS

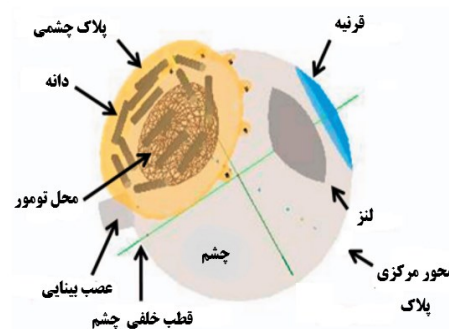
برای مدل‌سازی عددی چشم معمولاً به صورت یک کره یکنواخت با قطر حدود ۲۴/۶ میلی‌متر در نظر گرفته می‌شود. پلاک COMS نیز یکی از پرکاربردترین انواع پلاک‌ها است که در اندازه‌های مختلف بین ۱۰ تا ۲۲ میلی‌متر مورد استفاده قرار می‌گیرد. شکل ۱ (الف و ب) موقعیت‌های قابل محاسبه توزیع دز را نشان می‌دهد به طوری که بر روی یک پلاک ۱۶ میلی‌متری شامل ۱۳ دانه رادیواکتیو بارگذاری می‌شود که درون ساختار محافظ سیلاستیک و پلاک طلا با ضخامت حدود ۲/۲ میلی‌متر قرار دارند [۹].

۲۴/۶ میلی متر مدل‌سازی شد که تقریب واقعی از هندسه چشم ارائه می‌دهد. در این جا فانتوم چشم با اجزاء تشکیل دهنده و ساختارهای اصلی شامل قرنیه، لنز، شبکیه، شبکه عصبی، مشیمیه و صلیبه در هندسه شبیه‌سازی لحاظ شدند. درصد وزنی، ترکیب مواد و چگالی بافت‌ها طبق جدول (۱) در کدهای مونت کارلو بر اساس داده‌های دزیمتری مورد استفاده در مطالعات براکی‌تراپی چشم با استفاده از استاندارد ICRU گزارش‌های ۲۳ و ۴۶ انتخاب گردید [۱۲-۱۴].

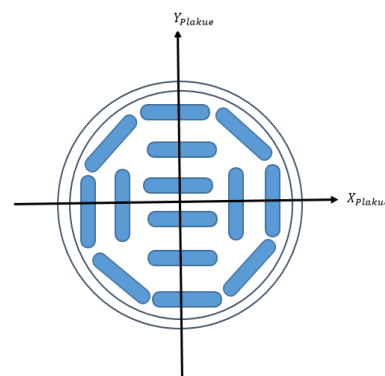
جدول (۱): درصد‌های وزنی مواد چشم انسان [۱۲-۱۴].

بافت	درصد وزنی مواد تشکیل‌دهنده چشم (%)						چگالی (g/cm ³)
	H	O	C	P	N	S	
قرنیه	۷	۲۵	۵۰	-	۱۷	< ۱	۱/۰۹
لنز	۹/۶	۶۴	۱۹/۵	-	۵/۷	۲	۱/۰۷
صلیبه	۲۵	۵۰	۷	-	۱۷	< ۱	۱/۰۵
شبکیه	۲۵	۵۰	۷	-	۱۷	< ۱	۱/۰۵
شبکه عصبی	۲۵	۵۰	۷	۲	۱۶	< ۱	۱/۰۳
تومور	۱۵	۸	۷۵	۲	-	-	۱/۰۴

در شبیه‌سازی طرح درمان، از پلاک استاندارد COMS با قطر ۱۶ میلی‌متر استفاده شد که شامل ۱۳ دانه رادیواکتیو است که بر روی پلاک طلا نصب شده‌اند. موقعیت دانه‌ها مطابق آرایش استاندارد این پلاک در نظر گرفته شد. تومور چشم به صورت یک ناحیه کروی با شعاع ۲/۵ میلی‌متر در بخش قدامی چشم و در مجاورت لایه مشیمیه مدل‌سازی شد. این مقدار بر اساس ابعاد رایج تومورهای کوچک ملانوم چشمی در طبقه‌بندی بالینی انتخاب شده است و با ابعاد تومورهای نوع T₁ که قطر آن‌ها در حدود ۵ میلی‌متر است همخوانی دارد. شکل (۲) نمایی از مدل سه‌بعدی فانتوم چشم، پلاک و آرایش دانه‌ها در شبیه‌سازی را نشان می‌دهد.



(الف)



(ب)

شکل (۱): (الف) شماتیکی از فانتوم چشم و (ب) تصویر دو بعدی از پلاک و موقعیت دانه‌ها [۹].

هدف از مطالعه حاضر محاسبه، مقایسه و اعتبارسنجی توزیع سه‌بعدی دز پلاک چشمی COMS برای ایزوتوپ‌های ^{125}I و ^{103}Pd با استفاده از شبیه‌سازی مونت کارلو و بررسی دز دریافتی تومور و بافت‌های سالم چشم بر اساس توصیه‌های AAPM و پروتکل TG-۴۳ است.

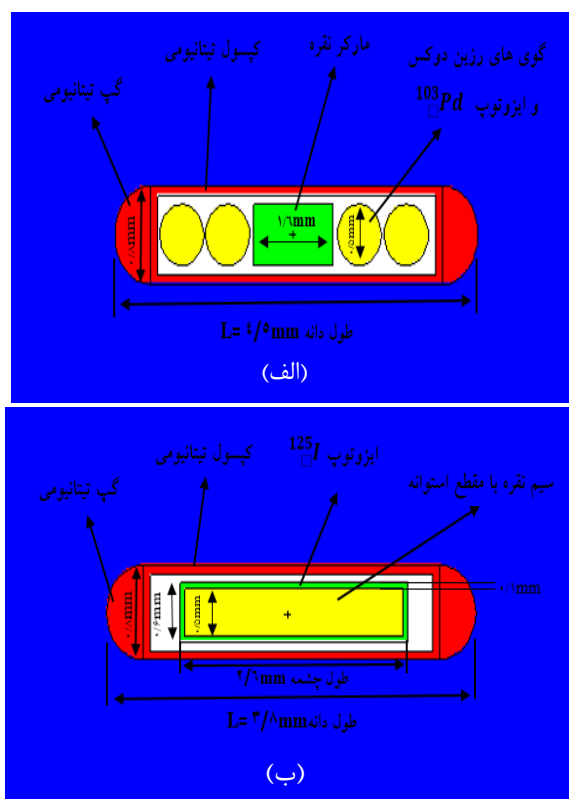
۳. مواد و روش‌ها

در این پژوهش محاسبات دزیمتری برای پلاک چشمی COMS با استفاده از دو رادیونوکلئید ^{125}I و ^{103}Pd مورد استفاده در براکی‌تراپی چشمی انجام شد. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از کدهای محاسبات هسته‌ای مونت کارلو MCNPX و Geant^۴ انجام گردید [۱۰، ۱۱].

۳.۱. مدل هندسی فانتوم چشم و پلاک

مدل سه‌بعدی فانتوم چشم بر اساس ابعاد آناتومی واقعی چشم انسان بالغ به صورت یک کره و ترکیب وزنی مواد ناهمگن با قطر

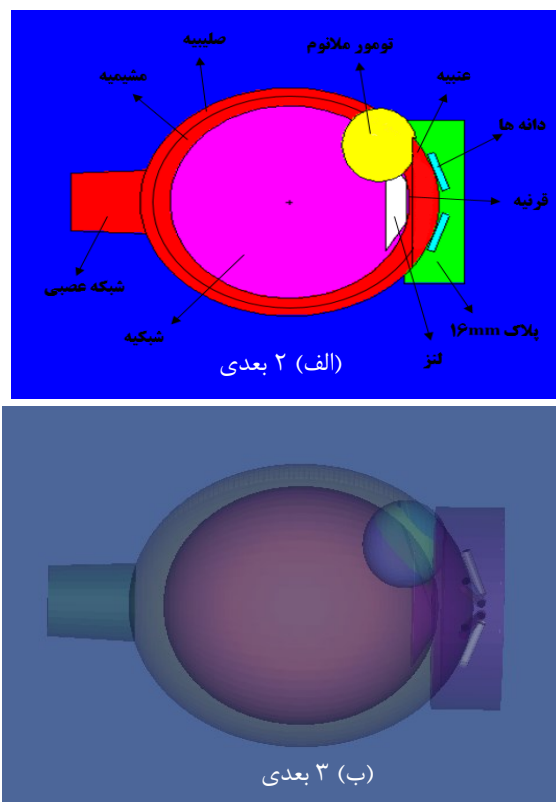
جنس نقره قرار دارد نتایج شبیه سازی در شکل (۳) قابل مشاهده است.



شکل (۳): (الف) تصویر دانه ^{103}Pd برحسب مدل ارتقاء یافته و (ب) تصویر دانه ^{125}I بر حسب مدل (۶۷۱۱) TG-۴۳.

۳.۳. شبیه سازی مونت کارلو

شبیه سازی فانتوم چشم و پلاک با ابعاد پلاک ۱۶ میلی متر استوانه ای از جنس طلا که برحسب قوس فانتوم چشم با اعمال بولی طراحی شد. برای تعاریف چشمه ها در کد MCNPX از دستور like n but در کارت سلول و دستور TRCL دوران و انتقال در کارت سطح برای تعریف دانه ها بر روی پلاک و در کد Geant4 در سند EXConstructionDetector توسط کلاس G4TreeVector برای انتقال و سپس از کلاس G4RotatinMatrix و gps/rot برای دوران و تعریف دانه ها در موقعیت های مختلف بر روی پلاک استفاده گردید.



شکل (۲): (الف) فانتوم چشم با مجموعه پلاک و دانه ها در صفحه XZ و (ب) شبیه سازی در سه بعد.

۳.۲. مدل سازی چشمه های رادیواکتیو

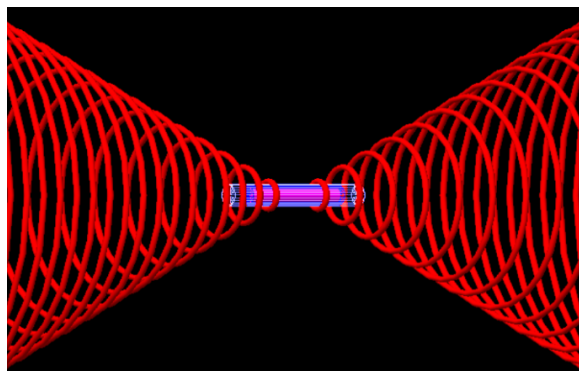
برای محاسبات دزیمتری از دانه های برای تریابی چشمه های ^{125}I و ^{103}Pd ، ابتدا به ترتیب برای مدل ارتقاء یافته^۱ و مدل ۶۷۱۱ با استفاده از کدهای محاسبات هسته ای MCNPX۲/۶ و Geant4 به دقت بر اساس نمونه های واقعی دانه ها شبیه سازی گردید [۱۱، ۱۰]. ابعاد چشمه ^{103}Pd با میانگین انرژی پرتو گاما ۲۰/۷۴ keV در محفظه تیتانیومی به شکل استوانه با طول ۴/۵ mm و قطر ۰/۸ mm و گوی های رزین دوکس چشمه ^{103}Pd مارکر نقره استوانه ای با قطر ۰/۵ mm تعریف شد. برای چشمه ^{125}I با میانگین انرژی پرتو گاما ۲۸/۳۷ keV در محفظه تیتانیومی به شکل استوانه با طول ۳/۸ mm و قطر ۰/۸ mm که به ضخامت حدود ۰/۱ mm بر روی استوانه داخلی از

^۱ Advantage model

تعریف شد. روابط زیر برای تبدیل و نرمالایزه کردن واحد دز در این محاسبات استفاده گردید [۱۶، ۱۵].

$$\text{absorbed dose(Gy)} = \text{Taly F6} \times 1/6.02 \times 10^{-10} \times (\Lambda_{\text{دانه}}) \times (24 \text{ ساعت} \times 60 \text{ دقیقه} \times 60 \text{ ثانیه}) \times (\text{تعداد روزهای پرتو دهی}) \quad (3)$$

$$\text{dose(Gy)} = \text{Taly F5a} \times 1/6.02 \times 10^{-10} \times (\Lambda_{\text{دانه}}) \times (S_K) \times (24 \text{ ساعت} \times 60 \text{ دقیقه} \times 60 \text{ ثانیه}) \times (\text{تعداد روزهای پرتو دهی}) \quad (4)$$



شکل (۴): شماتیکی از حلقه‌های آشکارساز با شعاع مختلف روی محور x از مرکز دانه با استفاده از کد Geant4.

در روابط (۳) و (۴)، مدت زمان پرتو دهی برای چشمه ^{125}I برابر ۵ روز و برای چشمه ^{103}Pd برابر ۴ روز در نظر گرفته شد، به گونه‌ای که نرخ دز تجویزی در رأس تومور در حدود مقدار مرجع ۸۵ گری مطابق توصیه‌های AAPM در چارچوب TG-۴۳ پروتکل دزیمتری براکی‌تراپی تأمین شود. همین‌طور دز جذبی در بافت‌های چشم و توزیع دز شعاعی توسط کد Geant4 بر اساس شار فوتون‌های عبوری از آشکارسازهای حلقه‌ای در فواصل ۱ تا ۲۵ میلی‌متر از محور مرکزی محاسبه شد. با توجه به قرارگیری یکنواخت پلاک بر سطح چشم و عدم وجود لایه سیلاستیک یا فضای خالی بین پلاک و بافت، در محاسبات دزیمتری اثر کرمای هوا لحاظ نشد.

تصریح می‌گردد در این محاسبات تعداد ذرات مورد ترابرد 109 فوتون تعریف گردید. به منظور تسهیل در محاسبات و کاهش خطا و واریانس داده‌ها از برهم‌کنش ذرات ثانویه صرف‌نظر شد. در شبیه‌سازی‌های MCNPX، کتابخانه ENDF/B-VII ماده و در Geant4 کتابخانه EPDL۹۷ برای محاسبات برهم‌کنش فوتون‌ها با بافت چشم به کار گرفته شد.

۳.۴. توزیع دز شعاعی بر اساس پروتکل TG-۴۳

محاسبه توزیع دز شعاعی در اطراف چشمه‌ها بر اساس روابط دزیمتری پروتکل TG-۴۳ انجام می‌شود. این روابط امکان محاسبه آهنگ دز در فاصله‌های مختلف از چشمه را فراهم می‌کنند. آهنگ دز شعاعی به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{r}{r_0}\right) \cdot g_p(r) \cdot \phi_{an}(r) \quad (1)$$

همچنین توزیع زاویه‌ای دز به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)}\right) \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2)$$

که در آن S_K قدرت کرمای هوا، Λ اکتیویته دانه بر حسب $\text{cGy/h} \cdot U$ ، r فاصله از مبدأ سیستم مختصات، r_0 فاصله اولیه از چشمه، $\phi_{an}(r)$ تابع ناهمسان‌گرد شعاعی یک بعدی، $F(r, \theta)$ تابع ناهمسان‌گرد شعاعی دو بعدی، $g_p(r)$ و $g_L(r)$ به ترتیب توابع توزیع دز شعاعی و زاویه‌ای در فاصله حدود $1 \text{ mm} < r < 30 \text{ mm}$ از پلاک و دانه‌ها و سایر پارامترها توسط دولان و همکاران مورد بررسی قرار گرفته است [۸، ۷]. این روابط به عنوان چارچوب مرجع برای تحلیل نتایج شبیه‌سازی مونت کارلو مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۳.۵. نمونه برداری و محاسبات دز

با استفاده از کد MCNPX و تالی F6 به منظور محاسبه دز جذبی در بافت برای پرتو دهی به چشم و تالی F5a برای محاسبه دز با استفاده از شار عبوری از حجم حساس آشکارساز حلقه‌ای با شعاع مختلف روی محور x در حجم کره‌ای به شعاع فرضی ۵ سانتی‌متر در فاصله‌های مختلف از مرکز دانه مطابق شکل (۴)

۳.۶. اعتبارسنجی و تحلیل عدم قطعیت

برای مقایسه نتایج آهنگ‌های دز شبیه‌سازی‌های حاضر در مقایسه با داده‌های TG-۴۳ و مطالعات مرجع، بیشینه اختلاف نسبی از رابطه:

$$\Delta_{Max}(\%) = \left(\left| \frac{D_{ref} - D_{MC}}{D_{ref}} \right| \right)_{max} \times 100 \quad (۵)$$

و عدم قطعیت آماری σ_{MC} با استفاده از رابطه زیر محاسبه گردید.

$$\sigma_{MC}(\%) = R_{MC \text{ error}} \times 100 \quad (۶)$$

در روابط فوق D_{ref} آهنگ دز مرجع، D_{MC} آهنگ دزهای محاسبه‌شده با کدهای مونت کارلو و $R_{MC \text{ error}}$ خطای آماری، حاصل از محاسبه تالی‌ها و خروجی کدها است.

۴. نتایج و بحث

در کار حاضر صرفاً بررسی نتایج دز جذبی در عمق بافت‌های چشم و بررسی استانداردهای آن بر اساس پروتکل‌های بین‌المللی انجام شد. انرژی پرتوهای گامای گسیل شده از چشمه‌های ^{125}I و ^{103}Pd ، مواد بافت چشم و سایر پارامترها به‌دقت در کدها تعریف شد. با بهره‌گیری از قابلیت محاسبات ترابرد تابش و دزیمتری توسط کدهای MCNPX و Geant4 انجام گردید.

مقادیر دز جذبی در فاصله ۱ تا ۲۵ میلی‌متر از محور مرکزی پلاک و دانه‌ها در ابعاد قطر چشم ارائه شده است. از مطالعه ریسک‌پذیری بافت‌های قرنیه، لنز و صلبیه به‌ترتیب میانگین نرخ دز جذبی حدود ۶۵، ۲۳ و ۲۱۰ گری به ازای ۱۳ دانه مدل ۶۷۱۱ دریافت می‌شود. به‌ازای ۱۳ دانه مدل ارتقاء یافته در همان بافت‌ها به‌ترتیب ۷۵، ۱۹/۷ و ۲۲۸ گری به‌دست آمد. مقایسه با نتایج مراجع فینگر [۱۷] و سوتونگ و همکاران [۱۸] نشان می‌دهد که اختلاف نسبی کمتر از ۵٪ و عدم قطعیت آماری کمتر از ۲٪ است.

همچنین نتایج میانگین دز جذبی بافت‌های شبکیه، عصب بینایی و تومور به‌ازای ۱۳ دانه مدل ۶۷۱۱ به‌ترتیب ۲۵/۶ گری، ۳۰/۴ گری و ۹۱ گری و برای مدل ارتقاء یافته به‌ترتیب ۲۲/۵

گری، ۲۸ گری و ۹۲ گری به دست آمد. نتایج میانگین دز جذبی بافت‌های چشم در جدول (۲) به همراه بیشینه اختلاف و عدم قطعیت آماری برای هر دو چشمه ارائه شده است.

میانگین دز جذبی در ناحیه تومور با استفاده از کدهای Geant4 و MCNPX با اختلاف نسبی کمتر از ۵٪ به‌ترتیب برابر ۹۱ گری و ۹۳ گری برای دو چشمه به دست آمد. در مطالعه فینگر و همکاران مقدار میانگین دز جذبی تومور ۷۹/۵ گری گزارش شده است [۱۷]. اختلاف مشاهده شده عمدتاً ناشی از تفاوت در تعریف هندسه فانتوم، ترکیب مواد، موقعیت پلاک، آرایش دانه‌ها و اندازه تومور است و ناشی از خطای محاسبات نیست.

بررسی تغییرات دز شعاعی نشان می‌دهد که در فواصل نزدیک به پلاک ۱ تا ۵ میلی‌متر مقدار دز برای چشمه ^{103}Pd اندکی بیشتر از ^{125}I است. برای مثال در فاصله ۱ میلی‌متر از پلاک مقدار دز برای ^{125}I حدود ۲۰۶ گری و برای ^{103}Pd حدود ۲۲۶ گری محاسبه شد. این اختلاف بیانگر تمایل چشمه ^{103}Pd به ایجاد دز موضعی بالاتر در نزدیکی پلاک و ناحیه تومور است. با افزایش فاصله از منبع ۵ تا ۲۵ میلی‌متر دز به طور قابل توجهی کاهش می‌یابد. این کاهش دز با فاصله مطابق انتظار فیزیکی و ناشی از تضعیف فوتون‌ها در بافت، پراکندگی تابش و هندسه کروی چشم است.

در مجموع نتایج نشان می‌دهد که هر دو ایزوتوپ ^{125}I و ^{103}Pd قادر به ایجاد دز درمانی مناسب در ناحیه تومور هستند، با این حال رفتار آهنگ دز در فواصل مختلف متفاوت است. چشمه ^{103}Pd تمایل به ایجاد دز موضعی بالاتر در نزدیکی پلاک دارد، در حالی که ^{125}I در فواصل دورتر افت دز ملایم‌تری نشان می‌دهد. بنابراین انتخاب ایزوتوپ مناسب باید با توجه به موقعیت، اندازه، عمق تومور و محدودیت دز دریافتی بافت‌های حساس چشم انجام شود.

دز علاوه بر چارچوب TG-۴۳ در فانتوم همگن برای شرایط ناهمگن نیز مورد بررسی قرار گیرد. در این زمینه کدهای مونت کارلو به عنوان روشی دقیق برای محاسبه توزیع دز در براکی تراپی پلاک چشمی شناخته می‌شوند [۱۹].

باتوجه به برهم کنش پرتو و اتلاف قابل توجه انرژی در ناحیه چشمه‌ها و نقش مواد با عدد اتمی بالا در ساختار پلاک، انجام محاسبات دقیق ترابرد و دزیمتری برای ارزیابی توزیع دز ضروری است. براین اساس با توجه به اهمیت اثر ناهمگنی در پلاک‌های چشم، انجمن‌های AAPM و ABS توصیه می‌کنند تا محاسبات

جدول (۲): مقادیر میانگین نرخ دز جذبی (Gy) در بافت های چشم.

محاسبات دز جذبی (Gy) برای دانه ^{132}Pd مدل ارتقاء یافته و مدل ۲۰۰						محاسبات دز جذبی (Gy) برای دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱					
نتایج کد MCNPX	نتایج کد Geant4	نتایج فینگر و همکاران T1 [۱۷]	نتایج فینگر و همکاران و همکاران [۱۸]	بیشینه اختلاف (%)	قطعیت آماری σ_{MC} (%)	نتایج کد MCNPX	نتایج کد Geant4	نتایج فینگر و همکاران T1 [۱۷]	نتایج فینگر و همکاران و همکاران [۱۸]	بیشینه اختلاف (%)	قطعیت آماری σ_{MC} (%)
قرنیه	۶۵/۲	۶۷/۵	-	-	-	۶۵/۲	۶۷/۵	-	-	-	-
لنز	۲۳/۰	۲۳/۸	۲۲/۹	۲۱/۶	۰/۴۴	۱	۲۳/۰	۲۳/۸	۲۲/۹	۲۱/۶	۰/۴۴
صلبیه	۲۱۰	۲۱۲	۲۱۳/۹	۲۰۴	۱/۸۲	۲	۲۱۰	۲۱۲	۲۱۳/۹	۲۰۴	۱/۸۲
شبکیه	۲۵/۶	۲۶/۵	-	۲۷/۸	۴/۶	۲	۲۵/۶	۲۶/۵	-	۲۷/۸	۴/۶
شبکه عصبی	۳۰/۴	۳۰/۵	۳۰/۷	-	۰/۹۷	۱	۳۰/۴	۳۰/۵	۳۰/۷	-	۰/۹۷
تومور	۹۱/۸	۹۳	۷۹/۵	-	۵>/۰	۲	۹۱/۸	۹۳	۷۹/۵	-	۵>/۰

^{132}Pd حدود ۲۲۶ گری به دست آمد. این اختلاف نشان دهنده افزایش نسبی دز در ^{132}Pd در نواحی نزدیک به چشمه است. این مقادیر در نواحی قدیمی چشم می‌توانند منجر به دزهای قابل توجه در ساختارهایی مانند قرنیه، صلبیه و عدسی شوند و از حد مرجع TG-۴۳ بر حسب توصی AAPM از حدود ۸۵ گری برای اهداف بالینی فراتر می‌رود. در مقابل برای فواصل ۵ تا ۲۵ میلی‌متر از پلاک، آهنگ دز به طور قابل توجهی کاهش یافته و در محدوده کمتر از این مقدار قرار می‌گیرد.

نتایج در عمق‌های ۵ تا ۲۵ میلی‌متر (ناحیه شبکیه)، میانگین آهنگ دز برای ^{132}Pd و ^{125}I به ترتیب حدود ۶/۱۷ گری و ۵/۲۳ گری به دست آمد. نتایج نشان می‌دهد که در نواحی عمیق‌تر چشم هر دو رادیونوکلید دزهای پایین‌تری نسبت به نواحی نزدیک به پلاک ایجاد می‌کنند که در محدوده ایمن ۸۵ گری پرتکل TG-۴۳ قرار دارد. کاهش دز با افزایش فاصله از چشمه‌ها

در مطالعه حاضر اثر مواد پرکننده پلاک از جمله سیلاستیک با عدد اتمی پایین در مدل‌سازی لحاظ نشد و پلاک به صورت همگن شبیه‌سازی شده است. این فرض در راستای ساده‌سازی هندسه و مطابق با رویکرد رایج در بسیاری از مطالعات دزیمتری بر اساس TG-۴۳ انجام شده و می‌تواند به عنوان یکی از محدودیت‌های مدل در نظر گرفته شود. براین اساس برای شبیه‌سازی حالت همگن از پلاک شامل ۱۳ دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ با قدرت کرمای هوای U ۴/۵۷۲ و ۱۳ دانه ^{132}Pd مدل ارتقاء یافته با قدرت کرمای هوا U ۳/۸۴۷ استفاده شد. همچنین برای ^{132}Pd مدل ۲۰۰ مقدار کرمای هوا برابر با U ۳/۷۸۹ در داده‌های سوتونگ و همکاران لحاظ شده است.

بر اساس نتایج جدول (۳) برای فواصل نزدیک به پلاک نسبت به محور مرکزی فانتوم (۱ تا ۵ میلی‌متر)، میانگین آهنگ دز در فاصله ۱ میلی‌متری از پلاک برای ^{125}I حدود ۲۰۶ گری و برای

مطابق با رفتار مورد انتظار قانون عکس مجذور فاصله مشاهده نشان داد که بیانگر توافق مناسب بین نتایج است. مقایسه توزیع شد. مقایسه بین نتایج کار حاضر و داده‌های سوتونگ و همکاران دز در اشکال (۵) تا (۷) نیز این روند کاهشی و تفاوت نسبی بین توزیع دز دو چشمه را به‌وضوح نشان می‌دهد. اختلاف نسبی کمتر از ۵٪ و عدم قطعیت آماری کمتر از ۲٪ را

جدول (۳): مقایسه مقادیر آهنگ دُز (Gy) برای دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ و ^{103}Pd مدل ارتقاء یافته در پلاک با ابعاد ۱۶ میلی‌متر.

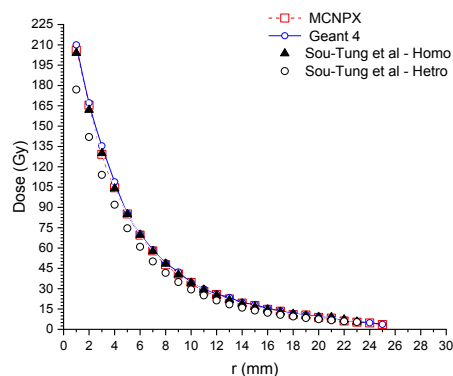
مقایسه نتایج دز (Gy) برای دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱						مقایسه نتایج دز (Gy) برای دانه ^{103}Pd مدل ارتقاء یافته و مدل ۲۰۰						
r(mm)	نتایج کد MCNPX	نتایج کد Geant4	Homo [۱۸]	Hetro [۱۸]	Δ_{max} بیشینه اختلاف (%)	σ_{MC} عدم قطعیت آماری (%)	نتایج کد MCNPX	نتایج کد Geant4	Homo [۱۸]	Hetro [۱۸]	Δ_{max} بیشینه اختلاف (%)	σ_{MC} عدم قطعیت آماری (%)
۱	۲۰۶	۲۱۰	۲۰۴	۱۷۷	۰/۹۸	۱	۲۲۶	۲۲۸	۲۲۴	۱۷۲	۰/۸۹	۱
۲	۱۶۵/۵	۱۶۷/۲	۱۶۲	۱۴۲	۲/۶۰	۱	۱۸۲	۱۸۳/۸	۱۷۵	۱۳۷	۴/۰۰	۱
۳	۱۲۹/۲	۱۳۵/۴	۱۳۰	۱۱۴	۰/۶۱	۱	۱۳۸	۱۴۰	۱۳۷	۱۰۹	۰/۷۲	۱
۴	۱۰۴/۵	۱۰۸/۹	۱۰۴	۹۲	۰/۴۸	۱	۱۰۹/۲	۱۱۱/۷	۱۰۸	۸۶/۵	۱/۱۰	۱
۵	۸۵/۲	۸۵/۶	۸۵	۷۴/۶	۰/۲۳	۱	۸۵/۴	۸۵/۹	۸۵	۶۸/۵	۰/۴۷	۱
۶	۶۹/۵	۷۰/۵	۶۹/۷	۶۰/۹	۱/۱۴	۱	۶۷/۹	۶۸/۸۲	۶۷/۶	۵۴/۶	۰/۴۴	۱
۷	۵۷/۹	۵۸/۷	۵۷/۶	۵۰/۱	۰/۵۱	۱	۵۴/۸	۵۶/۰۳	۵۴/۱	۴۳/۷	۱/۲۹	۱
۸	۴۷/۷	۴۹/۱	۴۸/۴	۴۱/۷	۱/۴۴	۲	۴۴/۴	۴۶/۷	۴۳/۷	۳۵/۳	۱/۶۰	۱
۹	۴۰/۸	۴۱/۳	۴۰/۴	۳۴/۹	۰/۹۹	۱	۳۶/۹	۳۸/۱	۳۵/۵	۲۸/۶	۳/۴۰	۲
۱۰	۳۴/۶	۳۴/۷	۳۴/۳	۲۹/۴	۰/۸۷	۱	۲۹/۴	۳۱/۲	۲۹/۲	۲۳/۴	۰/۶۸	۱
۱۱	۲۸	۲۹/۸	۲۹/۲	۲۵	۴/۱۰	۲	۲۴/۸	۲۵/۳۴	۲۴	۱۹/۳	۳/۳۳	۲
۱۲	۲۵/۷	۲۶/۱۲	۲۵/۱	۲۱/۳	۲/۳۰	۱	۲۰/۵۶	۲۱/۶	۲۰	۱۶	۲/۸۰	۲
۱۳	۲۲/۴	۲۳/۵	۲۱/۷	۱۸/۴	۴/۶۰	۲	۱۷/۲۸	۱۷/۶۷	۱۶/۷	۱۳/۳	۳/۴	۲
۱۴	۱۹/۳۵	۱۹/۹	۱۸/۹	۱۶	۲/۳۸	۲	۱۴/۴۹	۱۴/۸۲	۱۴	۱۱/۱	۳/۵	۲
۱۵	۱۷/۶	۱۸/۲	۱۶/۶	۱۳/۹	۴/۲۰	۲	۱۲/۰۲	۱۲/۴	۱۱/۹	۹/۳۹	۱/۰۰	۱
۱۶	۱۴/۸	۱۵/۴۴	۱۴/۵	۱۲/۲	۲/۱۰	۱	۱۰/۰۵	۱۰/۲۴	۹/۹۹	۷/۹۸	۰/۶۰	۱
۱۷	۱۳/۳۴	۱۳/۸	۱۲/۸	۱۰/۷	۴/۲۰	۲	۹/۲۳	۹/۵۸	۸/۵۵	۶/۷۱	۰/۷۳	۱
۱۸	۱۰/۹	۱۱/۶۴	۱۱/۴	۹/۴۷	۴/۳۸	۲	۷/۳۹	۷/۸	۷/۳۳	۵/۷۸	۰/۸۱	۱
۱۹	۱۰/۵۴	۱۰/۷۳	۱۰/۱	۸/۳۶	۴/۳۵	۲	۶/۶۸	۶/۹	۶/۳۲	۴/۹۷	۴/۶۰	۲
۲۰	۸/۸	۹/۴	۹/۱	۷/۴۳	۴/۴۰	۲	۵/۵	۵/۷۹	۵/۴۴	۴/۲۸	۱/۸۰	۲
۲۱	۸/۳	۸/۵	۸/۰۹	۶/۶۷	۳/۵۰	۲	۴/۶۳	۴/۷۳	۴/۷۰	۳/۷۰	۱/۵۰	۲
۲۲	۶/۲	۶/۹	۷/۲۷	۵/۹۵	۴/۷۰	۲	۴/۳۵	۴/۴	۴/۰۷	۳/۲۱	۴/۸۷	۲
۲۳	۵/۳	۵/۷۶	۵/۵۶	۵/۳۶	۲/۸۰	۲	۳/۴۲	۳/۵۹	۳/۵۴	۲/۷۶	۳/۳۸	۲
۲۴	۴/۷	۴/۸۴	-	-	-	۲	۲/۵۳	۲/۶۷	-	-	-	۲
۲۵	۳/۵	۳/۷	-	-	-	۲	۱/۲۴	۱/۳۴	-	-	-	۲

۵. نتیجه‌گیری

در این پژوهش توزیع دز جذبی در بافت‌های مختلف چشم و تغییرات آهنگ دز در فواصل شعاعی ۱ تا ۲۵ میلی‌متر برای براکی‌تراپی ملانوم چشمی با استفاده از پلاک COMS و دانه‌های ^{125}I و ^{103}Pd مورد بررسی قرار گرفت. محاسبات با استفاده از کدهای مونت‌کارلو MCNPX و Geant ۴ انجام شد و نتایج با مقادیر مرجع گزارش‌شده در مطالعات پیشین مبتنی بر توصیه‌های AAPM پروتکل TG-۴۳ مقایسه گردید.

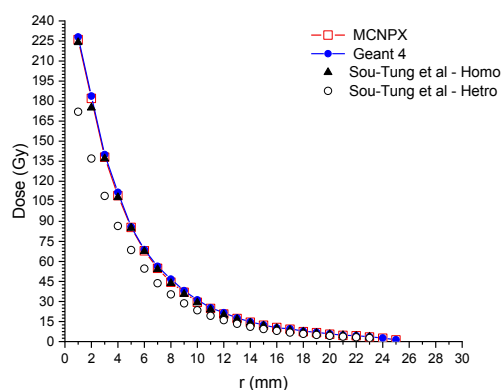
نتایج نشان داد که هر دو رادیونوکلئید قادر به ایجاد دز درمانی مناسب در ناحیه تومور هستند و توزیع دز در بافت‌های مختلف چشم با روند فیزیکی مورد انتظار یعنی کاهش دز شعاعی با افزایش فاصله از چشمه سازگار است. همچنین اختلاف دز محاسبه‌شده بین دو رادیونوکلئید در فواصل مورد بررسی کمتر از حدود ۲٪ بوده و در محدوده عدم قطعیت محاسبات قرار دارد؛ بنابراین به‌طور صریح برتری قطعی یکی از ایزوتوپ‌ها بر دیگری بر اساس نتایج این مطالعه قابل نتیجه‌گیری نیست.

در مجموع نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که انتخاب ایزوتوپ مناسب در براکی‌تراپی چشم باید با توجه به پارامترهای بالینی مانند اندازه، موقعیت و عمق تومور و همچنین محدودیت دز بافت‌های حساس چشم انجام شود و استفاده از شبیه‌سازی‌های دقیق مونت‌کارلو می‌تواند ابزار مؤثری برای ارزیابی و بهینه‌سازی طرح درمان باشد.



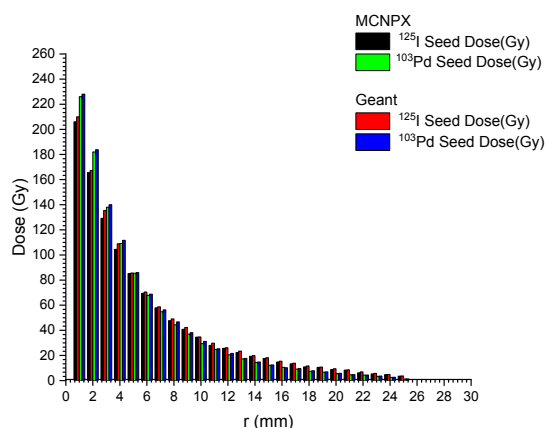
شکل (۵): مقایسه آهنگ دز چشمه ^{125}I در فاصله ۱ الی ۲۵ میلی‌متر

حاصل از کار حاضر و سوتونگ و همکاران.



شکل (۶): مقایسه آهنگ دز چشمه ^{103}Pd در فاصله ۱ الی ۲۵ میلی‌متر

حاصل از کار حاضر و سوتونگ و همکاران.



شکل (۷): مقایسه میانگین آهنگ دز چشمه ^{125}I و ^{103}Pd در کار

حاضر برای فاصله ۱ الی ۲۵ میلی‌متر.

۶. مراجع

1. G.N. Thomas, I.-L. Chou, L. Gopal. Plaque radiotherapy for ocular melanoma. *Cancers* 16 (19) (2024) 3386.
2. M. Laoues, R. Khelifi, A. Sidimoussa. Comparison between beta radiation dose distribution due to LDR and HDR ocular brachytherapy applicators using GATE Monte Carlo platform. *Phys. Med.* 32 (8) (2016) 1007-1018.
3. H. Miras Del Río, A. Ortiz Lora, A. Bertolet Reina, J. A. Terrón León. A Monte Carlo dose calculation system for ophthalmic brachytherapy based on a realistic eye model. *Med. Phys.* 48 (8) (2021) 4542-4559.
4. M. Lesperance, M. Martinov, R. M. Thomson. Monte Carlo dosimetry for ¹⁰³Pd, ¹²⁵I, and ¹³¹Cs ocular brachytherapy with various plaque models using an eye phantom. *Med. Phys.* 41 (3) (2014) 031706.
5. K. Bilmin, K. J. Synoradzki, A. M. Czarnecka, M. J. Spalek, T. Kujawska, M. Solnik, P. Merks, M. D. Toro, R. Rejdak, M. Fiedorowicz. New perspectives for eye-sparing treatment strategies in primary uveal melanoma. *Cancers* 14 (1) (2022) 134.
6. M. J. Rivard, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, W. F. Hanson, M. S. Huq, G. S. Ibbott, M. G. Mitch, R. Nath, J. F. Williamson. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.* 31 (3) (2004) 633-674.
7. J. Dolan, Z. Li, J. F. Williamson. Monte Carlo and experimental dosimetry of an ¹²⁵I brachytherapy seed. *Med. Phys.* 33 (12) (2006) 4675-4684.
8. J. I. Monroe, J. F. Williamson. Monte Carlo-aided dosimetry of the Theragenics TheraSeed model 200 ¹⁰³Pd interstitial brachytherapy seed. *Med. Phys.* 29 (4) (2002) 609-621.
9. S. Asadi, M. Vaez-Zadeh, M. Vahidian, M. Marghchouei, S. F. Masoudi. Ocular brachytherapy dosimetry for ¹⁰³Pd and ¹²⁵I in the presence of gold nanoparticles: A Monte Carlo study. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 17 (3) (2016) 90-99.
10. Y. C. Lee, S.-C. Lin, Y. Kim. Optic disc dose comparison between ¹²⁵I and ¹⁰³Pd Collaborative Ocular Melanoma Study (COMS) plaques based on current clinical practice. *Cureus* 13 (6) (2021) e15980.
11. A. S. Meigooni, S. A. Dini, S. B. Awan, K. Dou, R. A. Koona. Theoretical and experimental determination of dosimetric characteristics for ADVANTAGE Pd-103 brachytherapy source. *Appl. Radiat. Isot.* 64 (8) (2006) 881-887.
12. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Photon, Electron, Proton and Neutron Interaction Data for Body Tissues*. ICRU Report 46, ICRU, Bethesda, MD, USA, 1992.
13. H. Poorbaygi, E. Sardari, S. M. R. Aghamiri, S. Sheibani, M. Arjmand, S. Moradi, F. Ghassemi. Evolution of dose distribution for a ¹²⁵I eye plaque using MCNPX and Plaque Simulator software. *Precision Radiation Oncology* 8 (2) (2024) 70-76.
14. R. M. Thomson, R. E. P. Taylor, D. W. O. Rogers. Monte Carlo dosimetry for ¹²⁵I and ¹⁰³Pd eye plaque brachytherapy. *Med. Phys.* 35 (12) (2008) 5530-5543.
15. A. A. Sonzogni. NuDat 2.0: Nuclear structure and decay data on the Internet. In: R. C. Haight, M. B. Chadwick, T. Kawano, P. Talou, (Eds.), *International Conference on Nuclear Data for Science and Technology*, AIP Conference Proceedings 769, Part 1. AIP, Melville, NY, USA (2005) 574-577.
16. H. Cember, T. E. Johnson. *Introduction to Health Physics*. 4th ed. McGraw-Hill Medical, New York, USA, 2009.
17. P. T. Finger, D. Zhou, N. Kalach, E. Semenova, W. Choi. ¹⁰³Pd versus ¹²⁵I ophthalmic plaque brachytherapy: Preoperative comparative radiation dosimetry for 319 uveal melanomas. *J. Radiat. Oncol.* 3 (4) (2014) 409-416.
18. S.T. Chiu-Tsao, M. A. Astrahan, P. T. Finger, D. S. Followill, A. S. Meigooni, C. S. Melhus, F. Mourtada, M. E. Napolitano, R. Nath, M. J. Rivard, D. W. O. Rogers, R. M. Thomson. Dosimetry of ¹²⁵I and ¹⁰³Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS. *Med. Phys.* 39 (10) (2012) 6161-6184.
19. P. Ahmadi, R. Gilib. Comparative GEANT4-based Monte Carlo dosimetry of I-125 and Pd-103 in soft tissue, blood, and adipose tissue. *Radiat. Phys. Eng.* 7 (1) (2026) 1.