

## مقایسه دزیمتری دو مدل پلاک چشمی $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ در درمان براکی تراپی ملانوما چشمی با استفاده از کد مونت کارلو GATE

زینب فردی\* و پیوند طاهرپرور

دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، گیلان، ایران.

\*گیلان، رشت، دانشگاه گیلان، دانشکده علوم پایه، گروه فیزیک، کدپستی: ۴۱۹۳۸-۳۳۶۹۷.

پست الکترونیکی: p.taherparvar@guilan.ac.ir

### چکیده

استفاده از براکی تراپی با استفاده از پلاک های چشمی به دلیل هزینه پایین و سهولت دسترسی نسبت به سایر روش های پرتودرمانی برای درمان انواع بدخیمی های چشم به ویژه ملانوما یوآ به طور گسترده ای مورد استفاده قرار می گیرد. اپلیکاتورهای گسیلنده بتا  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ، کاربردهای فراوانی در براکی تراپی تومورهای چشمی پیدا کرده اند. تخمین توزیع دز ناشی از پلاک های چشمی با توجه به محل قرارگیری تومور از اهمیت بالایی برخوردار است. در این پژوهش، دو مدل پلاک چشمی مقعر  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ، CCA و CCB، ساخت شرکت BEBIG Eckert & Ziegler، ساخت شرکت BEBIG GmbH، با استفاده از کد مونت کارلو GATE شبیه سازی شدند. آگاهی از توزیع دقیق دز در تومور و بافت های در معرض خطر چشم برای درمان ملانوما امری حیاتی محسوب می شود. در این راستا، یک فانتوم چشم شامل قسمت های مختلف صلیبیه، مشیمیه، شبکیه، قرنیه، زجاجیه، عصب بینایی، عدسی، اتاقک قدامی به همراه یک تومور به ضخامت ۳ mm و قطر پایه ۱۰ mm با استفاده از کد GATE مدل سازی شد. به منظور اهداف اعتبارسنجی، در ابتدا طیف انرژی چشمه  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  مورد استفاده به صورت یک چشمه نقطه ای در مرکز یک فانتوم آب با بیشینه انرژی ذرات بتای ۳/۵۴ MeV مورد بررسی قرار گرفت که نتایج حاصل از آن در مقایسه با نتایج گزارش ICRU ۷۲ با ۲ درصد اختلاف، تطابق خوبی را نشان می دهد. درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک در فانتوم چشم و آب با استفاده از کد GATE محاسبه و با داده های موجود، مورد مقایسه قرار گرفت که حداکثر خطای نسبی ناشی از پلاک های CCA و CCB به ترتیب ۶/۸٪ و ۴/۴٪ است. علاوه بر این، ارزیابی تفاوت مابین میزان دز دریافتی اجزای مختلف فانتوم چشم نشان داد؛ پلاک چشمی CCA با توجه به دارا بودن ابعاد کوچک تر، نه تنها سبب تمرکز بیش تر دز در بافت تومور شده، بلکه دز رسیده به ساختارهایی نظیر عدسی (به عنوان یک حجم حساس) را نیز به شدت کاهش می دهد.

کلیدواژگان: براکی تراپی، پلاک های چشمی، ملانوما چشمی، چشمه  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ، کد مونت کارلو GATE.

### ۱. مقدمه

مشیمیه دارای ملانوم است به همین دلیل بعد از پوست شایع ترین مکان بروز ملانوما چشم انسان خواهد بود [۱] که میزان بروز آن در مردان کمی بیش تر از زنان است [۲]. ملانوماها بر اساس ضخامت و عمق نفوذ آنها در بافت دسته بندی می - شوند که معمولاً برحسب میلی متر بیان می شود [۳]. به دلیل

ملانوما در ناحیه یوآ (عنبیه، جسم مژگانی و مشیمیه) شایع ترین سرطان اولیه است که چشم افراد بزرگسال را درگیر می کند و بروز سالانه آن تقریباً شش مورد در هر یک میلیون نفر است [۱]. سلول های تولیدکننده ملانوم اکثراً در سطح پوست وجود دارند اما از آنجایی که یکی از لایه های چشم انسان به نام

در این مطالعه درمان براکی تراپی ملانومای مشیمیه با استفاده از کد شبیه سازی مونت کارلوی<sup>۱</sup> GATE مورد بررسی قرار گرفت. دو مدل پلاک چشمی  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  مدل سازی شد (مدل CCA و CCB). یک فانتوم چشم انسان، حاوی ملانومای مشیمیه به ضخامت ۳ mm، با در نظر گرفتن ابعاد و چگالی واقعی ساختارهای مختلف به منظور دستیابی هرچه بیش تر به شرایط واقعی، برای محاسبات دزیمتری براکی تراپی طراحی شد. به طور معمول دز تجویز شده در راس تومور وابسته به اندازه و محل قرارگیری آن برای درمان براکی تراپی ملانوماهای کوچک تا متوسط باید در محدوده ۱۲۰-۱۶۰ گری باشد [۹]. در این پژوهش، پس از اعتبارسنجی چشمه و پلاک های طراحی شده، درصد دز عمقی در امتداد محور مرکزی پلاک دز جذب شده در تومور و هر یک از اجزای سازنده چشم مورد محاسبه قرار گرفتند.

## ۲. روش اجرا

### ۱.۲. توصیف چشمه $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$

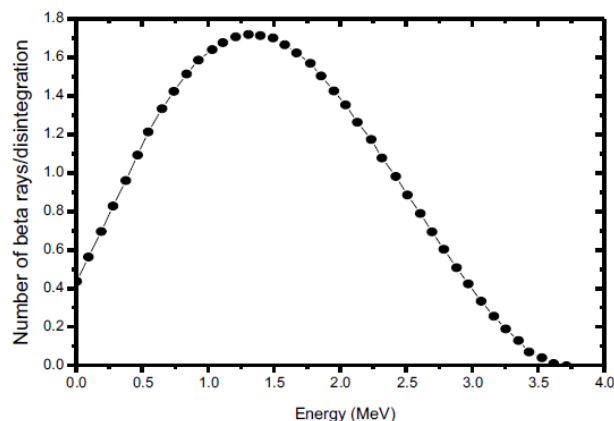
$^{106}\text{Ru}$  یک گسیلنده بتا با حداکثر انرژی ۳۹/۴ keV، با نیمه عمر ۳۶۸/۲ روز است که به  $^{106}\text{Rh}$  با نیمه عمر ۲۹/۸۰ ثانیه واپاشی می کند.  $^{106}\text{Rh}$  پیش از واپاشی به  $^{106}\text{Pd}$  پایدار، با حداکثر انرژی بتا ۳/۵۴ MeV و انرژی متوسط ۱/۵ MeV تابش درمانی مؤثر را فراهم می کند [۱۰]. پرتوهای گاما تنها ۱٪ کل دز در حجم هدف را به خود اختصاص می دهد در نتیجه از حضور آنها در محاسبات صرف نظر شد. طیف بتای  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  مورد استفاده در شبیه سازی ها از گزارش ۷۲ ICRU<sup>۲</sup> گرفته شده است [۱۰]. شکل ۱ طیف بتا منتشر شده از  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  را نشان می دهد.

سهولت دسترسی و عدم وجود هزینه های گزاف درمانی، استفاده از روش براکی تراپی با استفاده از پلاک های چشمی، جایگزین تخلیه کامل کره چشم برای درمان ملانوم چشمی محسوب می شود. به منظور درمان خاص هر نوع تومور، انتخاب مناسب ترین پلاک عمدتاً به ارتفاع رأس تومور بستگی دارد [۴]. امروزه برخی از انواع چشمه های گسیلنده بتا نظیر:  $^{90}\text{Y}/^{90}\text{Sr}$ ،  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ ،  $^{132}\text{I}$  و  $^{103}\text{Pd}$  و در بعضی موارد  $^{137}\text{Cs}$  درمان می شوند [۶] در حالی که برای درمان تومورهای با ضخامت کوچک تا متوسط استفاده از پلاک های گسیلنده بتا  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  در الویت است [۴]. پرتو بتا به دلیل دارا بودن برخی از ویژگی های فیزیکی، مانند برد کوتاه، که منجر به افت شدید دز با افزایش فاصله از مرکز چشمه می شود و همچنین تحویل دزهای پایین تر به بافت های سالم اطراف تومور در برنامه های درمانی براکی تراپی به منظور درمان ضایعات چشمی کاربردهای وسیعی پیدا کرده است [۷]. محاسبات دز ناشی از پلاک های  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  با توجه به هندسه خاص این پلاک ها، اندازه بافت مورد تابش و استفاده از ذرات بتا امری بسیار پیچیده محسوب می گردد. در واقع، گرادیان دز بسیار بالا در فواصل بسیار کوتاه (در حد ۱۲ mm)، نیاز به استفاده از ابزارهای پرسرعت و دقیق برای محاسبات توزیع دز دارد. استفاده از روش های مونت کارلو بهترین راه حل برای رفع نیازهای خاص تعیین دقیق توزیع دز اطراف پلاک های براکی تراپی به نظر می رسد [۸].

<sup>1</sup> Geant4 Application for Tomographic Emission

<sup>2</sup> International Commission on Radiation Units and Measurements

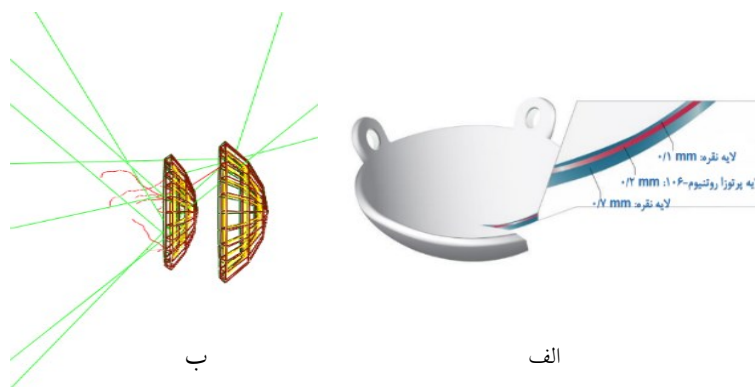
ساخته شده است و مشخصات آن‌ها بر اساس اطلاعات ارائه شده توسط گزارش ۷۲ ICRU [۱۰] و جاروینن<sup>۱</sup> و همکاران [۱۱] است. پلاک قسمتی از یک پوسته کروی است که قسمت پشتی آن از یک لایه نقره با ضخامت ۰/۷ mm و یک لایه ماده پرتوزا  $^{106}\text{Ru}$  با ضخامت ۰/۲ mm و قسمت جلوی آن لایه‌ای از جنس نقره و در اصطلاح پنجره نقره<sup>۲</sup> با ضخامت ۰/۱ mm تشکیل شده است. وجود  $^{106}\text{Ru}$  بین دو لایه نقره باعث جذب ۹۵٪ از پرتوهای گسیل شده خواهد شد. در شکل ۲، نمایی از یک پلاک  $^{106}\text{Ru}$  مدل BEBIG به همراه پلاک‌های طراحی شده توسط کد GATE به نمایش درآمده است.



شکل (۱): طیف انرژی  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  گرفته شده از گزارش ۷۲ ICRU [۱۰].

## ۲.۲. توصیف پلاک‌های چشمی $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$

پلاک‌های  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  مدل CCA و CCB توسط شرکت BEBIG (Eckert & Ziegler BEBIG GmbH., ۲۰۰۹)



شکل (۲): (الف) نمایی از قسمت‌های تشکیل دهنده پلاک  $^{106}\text{Ru}$ ، (ب) پلاک‌های شبیه‌سازی شده توسط کد GATE.

و شبکه و زجاجیه است. وجود اکثر اجزای سازنده چشم در این فانتوم باعث افزایش دقت شبیه‌سازی‌ها خواهد شد. ابعاد کره چشم انسان بالغ نسبتاً ثابت است و ممکن است از فردی به فرد دیگر تنها ۱ یا ۲ میلی‌متر تغییر کند [۱۳]. در این پژوهش، صلیبه به صورت یک کره به شعاع ۲۴ mm در نظر گرفته شد. مشیمیه، شبکه و زجاجیه ۳ پوسته کروی هم‌مرکز با ضخامت‌های تقریباً ۱ mm هستند. قرنیه، پوسته بیضی شکلی است که به وسیله دو بیضی هم‌مرکز و سطح کروی خارجی صلیبه محدود شده است.

در این مطالعه دو مدل پلاک مقعر CCA و CCB که دارای قطر به ترتیب ۱۵/۳ mm و ۲۰/۲ mm و همچنین قطر فعال به ترتیب ۱۳/۰ mm و ۱۷/۸ mm هستند، شبیه‌سازی شدند [۱۲].

## ۳.۲. فانتوم چشم

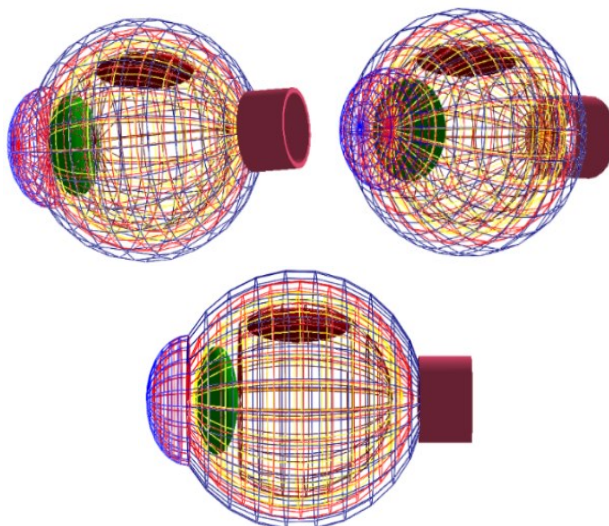
فانتوم چشم طراحی شده در این مطالعه شامل زیر ساختارهایی نظیر عدسی، قرنیه، اتافک قدامی، عصب بینایی، صلیبه، مشیمیه

<sup>2</sup> Ag Window

<sup>1</sup> Jarvinen

کوچک و به ضخامت ۳ mm و با قطر پایه ۱۰ mm در قسمت بالای چشم روی سطح خارجی مشیمیه در نظر گرفته شد. سه نمای مختلف از فانتوم چشم طراحی شده در شکل ۳ به نمایش در آمده است. ترکیبات و چگالی قسمت‌های مختلف فانتوم چشم در جدول ۱ آمده است.

اتاقک قدامی فضای بین دیواره‌های داخلی قرنیه و سطح خارجی صلبیه است. عصب بینایی یک پوسته استوانه‌ای به شعاع داخلی و خارجی به ترتیب ۳/۵ mm و ۴ mm در نظر گرفته شد. عدسی به صورت یک حجم بیضی‌گون به ضخامت ۴ mm و قطر ۱۰ mm طراحی شد. یک ملانومای مشیمیه با اندازه



شکل (۳): سه نمای مختلف از فانتوم چشم طراحی شده توسط کد GATE.

جدول (۱): درصد وزنی و چگالی اجزای سازنده چشم [۱۹، ۱۸، ۱۶].

عصب بینایی	عدسی	قرنیه	تومور	زجاجیه	مشیمیه و شبکیه	صلبیه	
۱۰/۷۰۰	۹/۶۰۰	۱۰/۱۶۰	۱۰/۰۸۰	۱۱/۰۸۷	۹/۴۰۰	۹/۶۰۰	H
۹/۵۰۰	۱۹/۵۰۰	۱۱/۹۹۰	۴/۱۰۰	۰/۰۶۸	۲۱/۲۰۰	۹/۹۰۰	C
۰/۲۰۰	۵/۷۰۰	۳/۶۴۰	۱/۱۰۰	-	۵/۶۰۰	۲/۲۰۰	N
۷۶/۷۰۰	۶۴/۶۰۰	۷۴/۱۱۰	۸۳/۲۰۰	۸۸/۰۵۲	۶۱/۵۰۰	۷۴/۴۰۰	O
۰/۲۰۰	۰/۱۰۰	-	-	۰/۲۶۵	۰/۲۵۰	-	Na
-	-	-	۰/۳۰۰	۰/۰۰۳	-	۰/۵۰۰	Mg
۰/۳۰۰	۰/۱۰۰	-	۰/۴۰۰	۰/۵۰۲	۰/۳۹۰	۰/۳۰۰	Cl
۰/۳۰۰	۰/۱۰۰	-	-	۰/۰۰۲	۰/۵۱۰	۲/۲۰۰	P
۰/۲۰۰	۰/۳۰۰	۰/۰۹۰	۰/۱۰۰	-	۰/۶۴۰	۰/۹۰۰	S
۰/۳۰۰	-	-	-	۰/۰۱۷	۰/۵۱۰	-	K
-	-	-	-	۰/۰۰۵	-	-	Ca
۱/۰۳۹	۱/۰۷۰	۱/۰۵۰	۱/۰۳۰	۱/۰۰۰	۱/۰۴۰	۱/۰۹۰	چگالی (g/cm <sup>۳</sup> )

## ۴.۳. شبیه‌سازی مونت کارلو

شبیه‌سازی‌های صورت گرفته با استفاده از کد مونت کارلو GATE، که یک کد شبیه‌سازی مبتنی بر کد Geant4 است [۱۴]، انجام شده است. کد مونت کارلوی GATE یکی از قدرتمندترین ابزارهای شبیه‌سازی در زمینه پزشکی هسته‌ای به کمک تکنیک مونت کارلو است که کاربردهای ویژه‌ای در تصویربرداری پزشکی هسته‌ای [۱۵] و نیز پرتودرمانی [۱۶، ۱۷] یافته است.

مقادیر قطع برد در این مطالعه برای الکترون، پوزیترون و فوتون به ترتیب ۱۰ mm، ۱ mm و  $1 \mu\text{m}$  در نظر گرفته شدند [۸] کتابخانه فیزیک مورد استفاده در این مطالعه

electromagnetic standard (EMstandard-opt3)

که یک بسته فیزیک شامل دقیق‌ترین مدل‌های فیزیک کم‌انرژی است، است. برنامه برای ۲۰ میلیون ذره و با خطای کمتر از ۲ درصد اجرا شد.

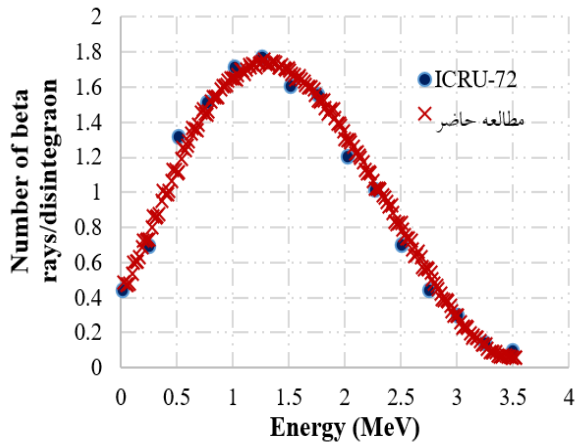
## ۳. نتایج

۱.۳. اعتبارسنجی چشم  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  و پلاک‌ها

اولین گام شبیه‌سازی، تعیین و اعتبارسنجی طیف انرژی  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  به کار گرفته شده در این مطالعه با شبیه‌سازی طیف ترکیبی  $^{106}\text{Ru}$  و  $^{106}\text{Rh}$  و مقایسه آن با طیف ارائه شده توسط ICRU است [۸]. بدین منظور یک چشمه نقطه‌ای همسان‌گرد در مرکز یک فانتوم آب کروی با انرژی  $3/54 \text{ MeV}$  شبیه‌سازی شد و با تعریف اکتور طیف انرژی خروجی در قالب فایل با فرمت root ذخیره شد.

شکل ۴ طیف انرژی خروجی در کد GATE را در مقایسه با گزارش ICRU ۷۲ [۱۰] نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، حداکثر اختلاف نسبی بین یافته‌های حاضر و

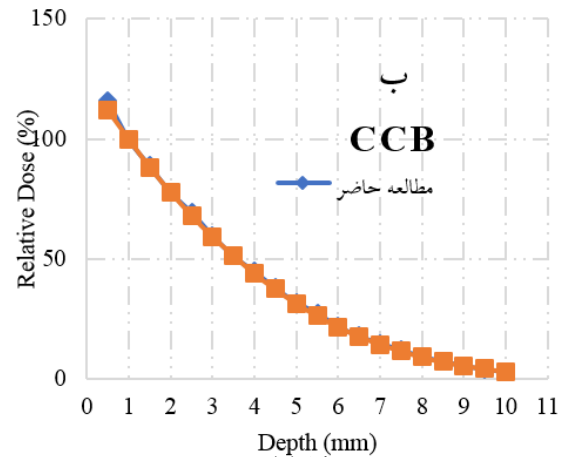
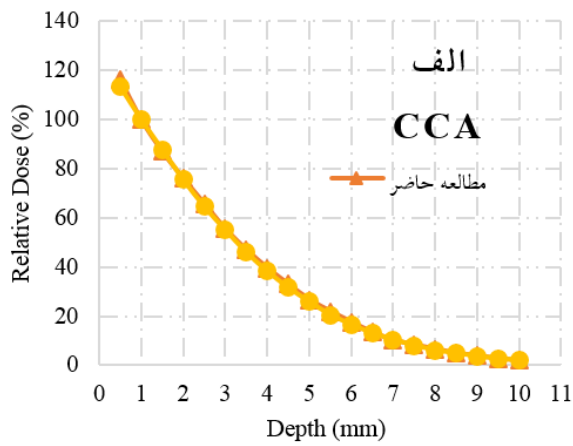
نتایج عملی ICRU در حدود ۲ درصد است که تطابق خوبی بین نتایج را نشان می‌دهد.



شکل (۴): طیف انرژی ترکیبی  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  به دست آمده توسط کد GATE و مقایسه با ICRU ۷۲ [۱۰].

در مرحله بعد به منظور اعتبارسنجی پلاک‌های شبیه‌سازی شده، پلاک در مرکز یک فانتوم مکعبی آب به ابعاد  $31/5 \text{ mm}$  قرار گرفت. فانتوم در مبدأ مختصات قرار گرفت به طوری که از هر جهت به اندازه  $15/75 \text{ mm}$  گسترش یافت و با لایه داخلی پلاک هم‌مرکز بود. با تقسیم فانتوم آب به وکسل‌های با ابعاد  $0/5 \times 0/5 \times 0/5 \text{ mm}^3$ ، شبکه‌ای متشکل از  $63 \times 63 \times 63$  وکسل به جهت محاسبات دزیمتری خواهیم داشت. سیستم شبیه‌سازی بر اساس شرایط تعریف شده توسط هر میدا لویز [۱۸] در نظر گرفته شد. برای هر پلاک توزیع دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک از سطح داخلی پلاک تا عمق  $10$  میلیمتری محاسبه شد و نتایج حاصل به دست آمد [۱۸].

شکل ۵ نمودارهای درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی ناشی از دو مدل پلاک CCA (الف) و CCB (ب) را نشان می‌دهد که در نقطه  $1 \text{ mm}$  بهنجار شده است.



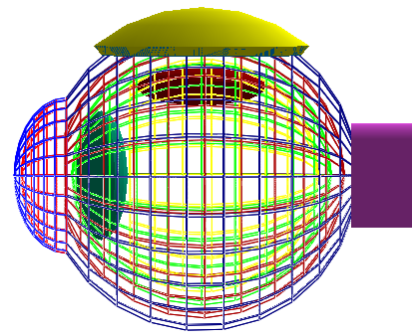
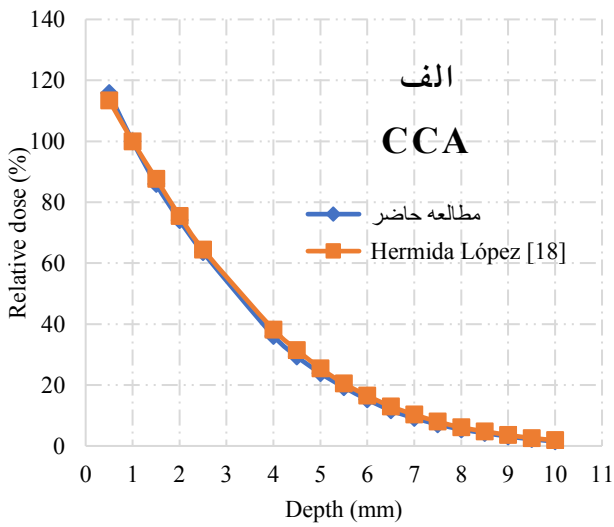
شکل (۵): نمودارهای دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک ناشی از دو مدل پلاک در فانتوم آب.

الف (CCA) و مقایسه آن با مرجع [۱۸].

ناشی از پلاک CCA و CCB به ترتیب ۱/۲۳ درصد و ۴/۱۱ درصد دز تومور را دریافت می‌کند. همچنین بافت صلبیه به‌عنوان اولین حجمی که در برابر تابش قرار می‌گیرد با جذب دزی معادل ۲۶/۱۵ درصد دز تومور برای پلاک CCA و ۳۵/۸۳ درصد دز تومور برای پلاک CCB بیش‌ترین میزان دز جذب شده نسبت به سایر بافت‌های سازنده چشم را به خود اختصاص داده است. در ادامه در شکل ۸ میزان دز دریافت شده در واحد تعداد ذره در هر یک از اجزای سازنده چشم به نمایش در آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، دز جذب شده توسط تومور ناشی از پلاک CCB در مقایسه با پلاک CCA، با افت ۲۷ درصدی همراه خواهد بود. بنابراین می‌توان به این نتیجه‌گیری دست پیدا کرد که در درمان تومورهای چشمی با تکنیک براکی‌تراپی، با افزایش اندازه پلاک، به‌منظور درمان یک نوع تومور با ضخامت یکسان، دز دریافت شده در تومور در مقایسه با بافت‌های سالمی نظیر عدسی، قرنیه و یا اتاقک قدامی کاهش می‌یابد که همین امر باعث افزایش پرتوگیری ناخواسته و غیر ضروری و در نتیجه دریافت دز بیش‌تر توسط بافت‌های سالم اطراف تومور خواهد شد. بنابراین آگاهی از اندازه و موقعیت دقیق تومور پیش از درمان با استفاده از این روش و به دنبال آن انتخاب بهترین اندازه پلاک متناسب با تومور امری خطیر و مهم تلقی می‌شود.

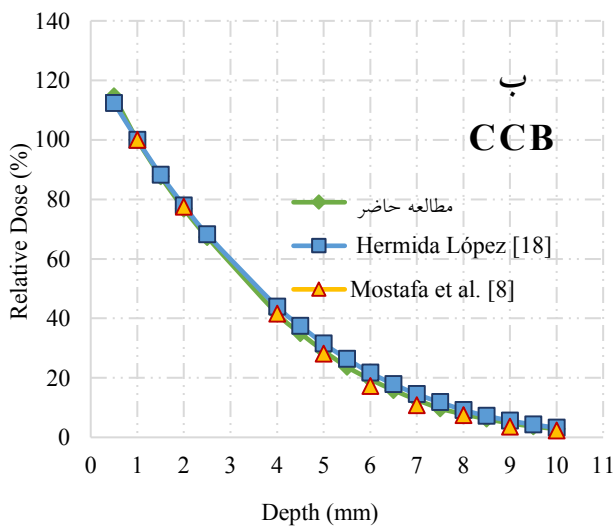
## ۲.۲. دزیمتری فانتوم چشم

در مرحله بعد با قرار دادن هر یک از پلاک‌های چشمی روی فانتوم چشم طراحی شده (شکل ۶) به محاسبه درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک و دز جذب شده در هر یک از بافت‌های چشم پرداخته شد. به‌منظور محاسبه درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک در فانتوم چشم از وکسل‌هایی با ابعاد  $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$  از ابتدای کره چشم تا عمق  $10 \text{ mm}$  فانتوم استفاده شد. شکل ۷ مقایسه دزیمتری پلاک‌های چشمی قرار گرفته شده روی فانتوم چشم را نشان می‌دهد. میانگین خطای نسبی برای پلاک CCA در مقایسه با نتایج لویز [۱۸] در حدود ۱۲٪ است. همچنین میانگین خطای نسبی برای پلاک CCB در مقایسه با نتایج مصطفی و همکاران [۸] و لویز [۱۸] به ترتیب در حدود ۱۱٪ و ۷٪ است که نشان دهنده توافق خوب نتایج شبیه‌سازی‌های صورت گرفته با استفاده از کد GATE با سایر پژوهش‌های انجام شده در این زمینه است. با محاسبه درصد دز دریافت شده در هر یک از بافت‌های سازنده چشم نسبت به حجم تومور به‌عنوان بافتی که بیش‌ترین میزان دز را دریافت می‌کند، نتایج حاصل از آن‌ها در جدول ۲ آورده شد. همان‌طور که از نتایج به‌دست آمده مشاهده می‌شود، در این هندسه شبیه‌سازی، عدسی به‌عنوان حساس‌ترین ساختار چشم، برای درمان یک نوع تومور چشمی با ضخامت  $3 \text{ mm}$



شکل (۶): نمایی از پلاک قرارگرفته شده روی فانتوم چشم در کد

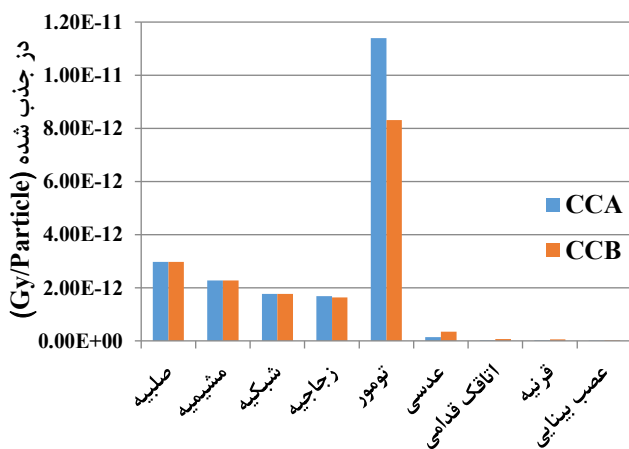
.GATE



شکل (۷): مقایسه نتایج دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک در فانتوم چشم الف): CCA (ب): CCB و مقایسه آن با مراجع [۱۸،۸].

جدول (۲): درصد دز دریافت شده توسط هر یک از بافت‌های مختلف چشم نسبت به دز دریافت شده در تومور.

بافت‌های مختلف چشم و تومور	پلاک CCA	پلاک CCB
صلبیه	۲۶/۱۵	۳۵/۸۳
مشیمیه	۱۹/۹۳	۲۷/۳۳
شبکیه	۱۵/۵۱	۲۱/۲۸
زجاجیه	۱۴/۷۴	۱۹/۶۸
تومور	۱۰۰	۱۰۰
عدسی	۱/۲۳	۴/۱۱
اتاقک قدامی	۰/۱۶	۰/۸۰
قرنیه	۰/۱۵	۰/۷۵
عصب بینایی	۰/۰۵	۰/۲۳

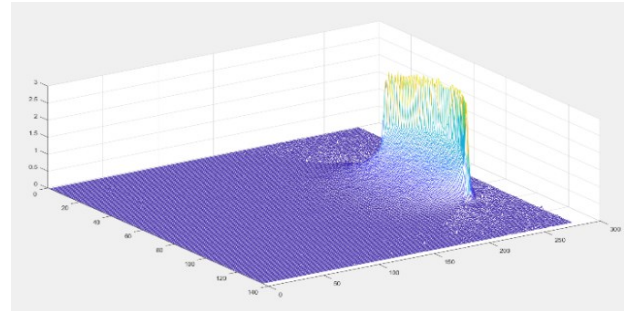


شکل (۸): میزان دز دریافتی در واحد تعداد ذره در تومور و سایر اجزای سازنده چشم ناشی از دو مدل پلاک CCA و CCB.



بسیار مهم است. در این پژوهش در ابتدا طیف انرژی  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  مورد استفاده در شبیه‌سازی‌ها اعتبارسنجی شد و در ادامه به منظور بررسی صحت شبیه‌سازی پلاک‌های طراحی شده توسط کد GATE، با استناد به مراجع معتبر در این زمینه، درصد دز عمقی در راستای محور مرکزی پلاک درون فانتوم مکعبی آب بررسی شد. همچنین با تعریف کامل یک چشم با جزئیات بیشتر و همچنین در نظر گرفتن چگالی و ترکیبات سازنده چشم به شرایطی هرچند واقعی‌تر نزدیک خواهیم شد که باعث به حداقل رسیدن خطای محاسبات پیش بالینی خواهد شد. با توجه به نتایج حاصل شده، پلاک چشمی گسیلنده بتا CCA با توجه به دارا بودن ابعاد کوچک‌تر در مقایسه با پلاک CCB، نه تنها باعث تمرکز بیشتر دز در بافت تومور شده، بلکه دز رسیده به ساختارهایی نظیر عدسی، به‌عنوان یک حجم حساس را نیز به شدت کاهش می‌دهد، که همین امر لزوم انتخاب صحیح پلاک متناسب با ضخامت تومور را نشان می‌دهد. بنابراین در موارد درمان ملانوما با ضخامت تا ۵ mm با استفاده از پلاک‌های چشمی، پلاک مدل CCA گزینه مناسب‌تری خواهد بود.

شکل ۹ توزیع دز دریافت شده در تومور که توسط کد GATE به دست آمده است را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، بیش‌ترین دز ناشی از پلاک در ناحیه تومور، تحویل داده شده است.



شکل (۹): نمایش توزیع دز سه بعدی در ناحیه تومور ناشی از پلاک CCA.

#### ۴. نتیجه‌گیری

با توجه به این‌که هدف از انجام براکی‌تراپی و طراحی‌های پیش از درمان به منظور درمان ملانوما چشم، تحویل حداکثر دز به تومور و کم‌ترین دز به بافت‌های حیاتی اطراف تومور خواهد بود، بنابراین بررسی دز در بافت‌های سالم چشم امری با اهمیت است. همچنین عدسی به دلیل موقعیت حساس خود در کره چشم، مقداری تابش ناشی از پلاک دریافت می‌کند که بررسی این میزان دز رسیده به عدسی بسیار حائز اهمیت است. همچنین اعتبارسنجی پلاک‌های براکی‌تراپی پیش از کاربردهای بالینی

#### ۵. مراجع

1. B. Damato. Treatment of primary intraocular melanoma. *Expert Rev. Anticancer Ther.* 6 (4) (2006) 493-506.
2. A. D. Singh, A. Topham. Incidence of uveal melanoma in the United States: 1973–1997, *Ophthalmology* 110 (2003) 956-961.
3. E. Van Limbergen, R. Pötter, P. Hoskin, D. Baltas. *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. Part II Clinical Practice Version, (2019) 1-30.
4. S. Nag, J. M. Quivey, J. D. Earle, D. Followill, J. Fontanesi, P. T. Finger, A. B. Society. The American Brachytherapy Society
5. R. Rajabi, P. Taherparvar. Monte Carlo dosimetry for a new  $^{32}\text{P}$  brachytherapy source using FLUKA code, *J Contemp Brachytherapy*, 11 (1) (2019) 76-90.
6. P. Taherparvar, Z. Fardi. Comparison between dose distribution from  $^{103}\text{Pd}$ ,  $^{131}\text{Cs}$ , and  $^{125}\text{I}$  plaques in a real human eye model with different tumor size. *Appl. Radiat. Isot.* 182 (2022) 110146.
7. N. A. Barbosa, R. DA, R. LA. Assessment of recommendations for brachytherapy of uveal melanomas. *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 56 (2) (2003) 544-555.



- ocular beta radiation dose distribution due to  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  brachytherapy applicators using MCNPX Monte Carlo code. *Int. J. Cancer Thera. Oncol.* 2 (3) (2014) 02038.
8. L. Mostafa, K. Rachid, S. M. Ahmed. 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.
  9. T. Force, E. R. Simpson, B. Gallie, N. Laperriere, A. Beiki-Ardakani, T. Kivelä, V. Raivio, J. Heikkonen, L. Desjardins, R. Dendale, The American Brachytherapy Society consensus guidelines for plaque brachytherapy of uveal melanoma and retinoblastoma. *Brachytherapy* 13 (1) (2014) 1-14.
  10. W. G. Cross, C. G. Soares, S. Vynckier, K. Weaver, Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources. *ICRU Report 72* (2003).
  11. H. Jarvinen, W. Cross, C. Soares, S. Vynckier, K. Weaver. International Commission On Radiation Units And Measurements: dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources, England: Oxford University (2004).
  12. S. Busoni, L. Fedeli, G. Belli, E. Genovese, V. Cannatà, C. Gori, F. Rossi. Pre and post operative radiation protection in Ru-106 brachytherapy ophthalmic plaque surgery and related material shielding properties. *Phys. Med.* 57 (2019) 245-250.
  13. S. Asadi, M. Vaez-zadeh, S. F. Masoudi, F. Rahmani, C. Knaup, A. S. Meigooni. Gold nanoparticle-based brachytherapy enhancement in choroidal melanoma using a full Monte Carlo model of the human eye. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 16 (5) (2015) 344-357.
  14. C. Thiam, V. Breton, D. Donnarieix, B. Habib, L. Maigne. Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4. *Phys. Med. Biol.* 53 (11) (2008) 3039.
  15. P. Taherparvar, A. Sadremomtaz. Development of GATE Monte Carlo simulation for a CsI pixelated gamma camera dedicated to high resolution animal SPECT. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* 41 (2018) 31-39.
  16. P. Taherparvar, Z. Fardi. Development of GATE Monte Carlo Code for Simulation and Dosimetry of New I-125 Seeds in Eye Plaque Brachytherapy. *Nucl. Med. Mol. Imaging* 55 (2021) 86-95.
  17. Z. Fardi, P. Taherparvar. A Monte Carlo investigation of the dose distribution for new I-125 Low Dose Rate brachytherapy source in water and in different media. *Pol. J. Med. Phys. Eng.* 25 (1) (2019) 15-22.
  18. M. Hermida-López. Calculation of dose distributions for 12  $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$  ophthalmic applicator models with the PENELOPE Monte Carlo code. *Med. Phys.* 40 (10) (2013) 101705.