

مطالعه دزیمتری پلاک‌های چشمی بتازا جهت درمان تومورهای چشمی

مجتبی ارجمند^{۱*}، فریبا قاسمی^۲، پیمان رفیعی‌پور^۳ و حسین پوریگی^۴

^۱ بخش اکولارانکولوژی، بیمارستان فوق تخصصی چشم‌پزشکی فارابی، مرکز تحقیقات چشم دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
^۲ بخش بیمارهای شبکه و اکولارانکولوژی، بیمارستان فوق تخصصی چشم‌پزشکی فارابی، مرکز تحقیقات چشم دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
^۳ بخش مهندسی هسته‌ای گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه شیراز، شیراز، فارس، ایران.
^۴ پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، سازمان انرژی اتمی، تهران، ایران.
* تهران، مرکز تحقیقات چشم دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان فوق تخصصی چشم‌پزشکی فارابی، بخش اکولارانکولوژی، کدپستی: ۱۷۷۶۶-۹۱۹۷۵
پست الکترونیکی: arjmand.mojtaba@gmail.com

چکیده

آگاهی از نحوه توزیع دز پلاک‌های چشمی بتازا، با توجه به محل تومور از اهمیت بالایی برخوردار است. در این مطالعه هندسه پلاک‌های چشمی شرکت BEBIG، مدل‌های COB، CCB و CIB، برای درمان تومورهای خاص چشمی با ابزار شبیه‌ساز Geant4 شبیه‌سازی شد و اثر رادیونوکلوئیدهای مختلف و جنس پلاک چشمی، بر توزیع دزشان مورد بررسی قرار گرفت. برای اعتبار سنجی، دزیمتری مدل‌های ذکر شده‌ی پلاک‌های چشمی ¹⁰⁶Ru، توسط فیلم‌های رادیوکرومیک EBT3 و همچنین نرم‌افزار طراحی درمان انجام گرفت. برای تومورهای با عمق ۳ میلی‌متر، ⁹⁰Sr و ¹⁴²Pr می‌توانند جایگزین مناسبی برای ¹⁰⁶Ru باشند. پلاک‌های ¹⁶⁶Ho و ¹⁸⁸Re، به‌علت افت شدید در توزیع دزشان، تنها می‌توانند برای ضایعات سطحی مورد استفاده قرار بگیرند. پلاک‌های طلا به‌علت تضعیف بیشتر مشاهده شده را می‌توان باریک‌تر تولید نمود و استفاده از آن‌ها در طراحی مدل‌های COB و CIB، به‌علت نزدیکی به عصب چشمی و عنبیه، مناسب‌تر است.

کلیدواژگان: دزیمتری، پلاک چشمی، براکی‌تراپی، سرطان چشم، Geant4، فیلم رادیوکرومیک EBT3.

۱. مقدمه

روش درمان براکی‌تراپی با پلاک‌های چشمی ¹⁰⁶Ru، به‌علت دسترسی آسان و هزینه به نسبت کم آن در مقایسه با دیگر روش‌های درمانی (مانند پروتون‌تراپی)، به‌طور گسترده برای درمان انواع سرطان‌های چشمی به کار گرفته می‌شود. نشان داده شده‌است که این پلاک‌ها توزیع دز مناسبی را فراهم کرده و خروجی بالینی مطلوبی نیز گزارش شده‌است [۱-۴]. طراحی‌های متفاوتی از پلاک برای تومورهای مختلف چشمی تولید و به کار گرفته شده‌است [۵]. نشان داده شده‌است که دیگر رادیونوکلوئیدهای بتازا قابلیت استفاده در براکی‌تراپی چشمی را داشته و می‌توانند به‌عنوان جایگزین پلاک‌های

است. ^{106}Ru یک بتازای خالص با نیمه عمر حدود یک سال است که با بیشینه انرژی بتای 390 keV به ^{106}Rh (با نیمه عمر حدود ۳۰ ثانیه) واپاشی می کند. در این مورد نیز نیمه عمر هسته مادر بسیار بیشتر از نیمه عمر هسته دختر می باشد، پس طیف انرژی ^{106}Rh در تحویل دز به تومور نقش اساسی دارد و بیشینه انرژی بتای آن ($3/53 \text{ MeV}$) در شبیه سازی اعمال شده است. ^{142}Pr با نیمه عمر حدود ۱۹ ساعت با انرژی بیشینه $2/16 \text{ MeV}$ به ^{142}Nd واپاشی می کند. ^{166}Ho با نیمه عمر حدود ۲۷ ساعت دو بتای پرا انرژی $1/85 \text{ MeV}$ و $1/77 \text{ MeV}$ با شدت تقریباً برابر (۵۰٪)، گسیل می کند. ^{188}Re با نیمه عمر حدود ۱۷ ساعت دارای بیشینه انرژی بتای $2/12 \text{ MeV}$ (۷۹٪) و یک گامای 155 keV با شدت ۱۵٪ می باشد [۹]. جدول ۱ مقایسه ی بین بیشینه انرژی طیف بتای رادیونوکلوئیدهای مورد مطالعه را نشان می دهد.

جدول (۱): مقایسه ی بین بیشینه انرژی طیف بتای رادیونوکلوئیدهای مورد مطالعه.

درصد واپاشی	بیشینه انرژی طیف بتا (MeV)	رادیونوکلوئیدها
۶۸	۳/۵۳	^{106}Ru
۱۰۰	۲/۲۸	^{90}Sr
۴۹, ۵۰	۱/۸۵, ۱/۷۷	^{166}Ho
۷۹	۲/۱۲	^{188}Re
۹۶٫۳	۲/۱۶	^{142}Pr

از آنجا که طیف کامل چشمه های واپاشی کننده در کتابخانه فیزیک Geant4 تعبیه شده است، با استفاده از قابلیت تعریف چشمه از نوع decay در Geant4 طیف کامل واپاشی هر چشمه پرتوزا، مورد استفاده قرار می گیرد.

۲.۲. شبیه سازی مونت کارلو

ابزار شبیه ساز Geant4.10.4 با کتابخانه فیزیک کم انرژی "emstandard_opt3" در این مطالعه به کار گرفته شد. این بسته فیزیک، دقیق ترین مدل های فیزیک کم انرژی را

مرسوم ^{106}Ru به کار گرفته شوند [۸-۶]. هدف اصلی در پرتودرمانی، تحویل دز تجویز شده به تومور و در عین حال رساندن کمترین آسیب تابشی به بافت های سالم مجاور می باشد. حساسیت بالای اجزای چشم مانند لنز و عصب نوری و مکان های متفاوت تومور، نیازمند بررسی های بیشتری پیرامون توزیع دز پلاک های چشمی بتازاست. در این مطالعه، با کمک ابزار شبیه ساز Geant4، توزیع دز پلاک های چشمی بتازا با مدل های معروف به CCB، COB و CIB که به ترتیب برای تومورهای یوویا^۱، تومورهای مجاور عصب نوری و مجاور غنیه^۲ طراحی شده اند، مورد بررسی قرار گرفته است. رادیونوکلوئیدهای اندودشده ی ^{106}Ru ، ^{90}Sr ، ^{166}Ho ، ^{188}Re و ^{142}Pr و همچنین مواد نقره، طلا و استیل ضدزنگ برای جنس پلاک، شبیه سازی شد و توزیع دز آن ها مقایسه گردید. برای اعتبارسنجی شبیه سازی، دزیمتری پلاک های چشمی ^{106}Ru مورد استفاده در بیمارستان فارابی تهران با کمک فیلم های رادیوکرومیک EBT3^۳ و همچنین نرم افزار طراحی درمان (Plaque Simulator) انجام شد و نتایج آن با نتایج شبیه سازی مقایسه گردید.

۲. روش کار

۱.۲. چشمه های بتازا

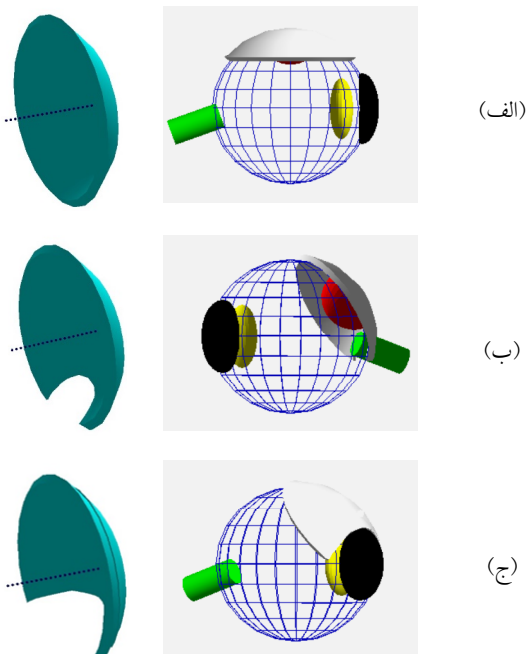
^{90}Sr یک بتازای خالص با نیمه عمر حدود ۲۹ سال است که با بیشینه انرژی بتای 546 keV به ^{90}Y (با نیمه عمر آن حدود ۶۴ ساعت) واپاشی می کند. از آنجا که نیمه عمر هسته مادر بسیار بیشتر از نیمه عمر هسته دختر است، واپاشی ^{90}Y بسیار سریع تر از ^{90}Sr اتفاق می افتد. بنابراین، در عمل طیف انرژی ^{90}Y در تحویل دز به تومور نقش اساسی دارد و بیشینه انرژی بتای آن ($2/28 \text{ MeV}$) در شبیه سازی اعمال شده

¹ uvea

² iris

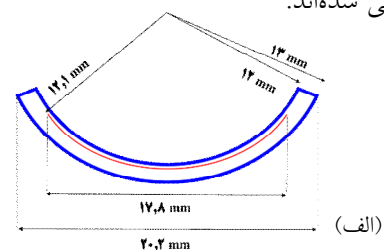
³ External Beam Therapy

نخست یک کره با شعاع 12 mm و بیست کره دیگر با شعاع $0/125\text{ mm}$ در فواصل $0/5\text{ mm}$ (به‌عنوان آشکارساز مجازی) در یک فانتوم کروی آب با شعاع 40 mm تعریف شدند. سپس پروفایل‌های دز عمقی برای هر یک از پلاک‌های ^{142}Pr و ^{188}Re ، ^{166}Ho ، ^{90}Sr ، ^{106}Ru رسم گردید. همچنین یک مدل چشم شامل یک کره آب با شعاع 12 mm به همراه قرنیه، لنز، عصب نوری و تومور (بیضی‌گون قرمز رنگ که توسط سطح کروی چشم قطع شده است) است. شماتیک هر دو شبیه‌سازی فوق در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. شکل سمت چپ متناظر با هر پلاک، هندسه‌ای است که برای رسم توزیع دز عمقی به کار گرفته شده است. ارتفاع^۳ تومور برابر با 5 mm در نظر گرفته شد، به جز در مدل CIB که ارتفاع تومور به‌علت مجاورت با عصب نوری 3 mm تعیین گردید. دز جذب‌شده در تومور، عصب نوری، لنز، قرنیه و همچنین در نقطه‌ای در پشت پلاک، برای جنس‌های مختلف پلاک اعم از نقره، طلا و استیل ضدزنگ محاسبه گردید.



شکل (۲): هندسه چشم شبیه‌سازی شده برای پلاک‌های چشمی مدل (الف) CCB، (ب) COB و (ج) CIB.

داراست و شامل برهم‌کنش‌هایی چون جذب فوتوالکتریک، پراکندگی کامپتون، پراکندگی رایلی، تابش ترمزی، یونیزاسیون و تابش فلئورسانس می‌شود [۱۰]. مقادیر قطع برد^۱ ذرات ثانویه برابر با $0/05\text{ mm}$ ، برای الکترون و فوتون در نظر گرفته شد. این بدین معناست که از ترابرد ذرات ثانویه تولیدشده با برد کمتر از $0/05\text{ mm}$ در شبیه‌سازی صرف نظر می‌شود. چشمه واپاشی یونی که از قابلیت‌های منحصربه‌فرد Geant4 به شمار می‌رود، برای تعریف چشمه بتازا اندودشده به کار گرفته شد و بنابراین طیف کامل واپاشی چشمه مورد استفاده قرار می‌گیرد. سه پلاک با هندسه مشابه با مدل پلاک‌های COB، CCB و CIB شرکت بیگ^۲، به‌صورت جداگانه شبیه‌سازی شد که هر یک شامل یک پنجره ورودی $0/1\text{ mm}$ ، فویل $0/2\text{ mm}$ اندودشده با رادیونوکلوئید و لایه پشتی $0/7\text{ mm}$ است. ساختار پلاک در شکل ۱ نشان داده شده است. در این شکل قطر فعال پلاک‌ها با رنگ قرمز مشخص شده است. لازم به ذکر است که پلاک COB دارای قطر فعال $19/8\text{ mm}$ است. تفاوت پلاک‌ها در کاربرد بالینی شان می‌باشد، به‌طوری که مدل‌های COB، CCB و CIB به‌ترتیب برای تومورهای یویا، تومورهای مجاور عصب نوری و مجاور عنبیه طراحی شده‌اند.



شکل (۱): (الف) ابعاد پلاک‌های چشمی (ب) ساختار پلاک‌های چشمی.

^۱ Range cut-off
^۲ BEBIG

^۳ apex

۳.۲. محاسبه دز جذب شده

آهنگ دز به دست آمده توسط ابزار Geant4 با رابطه ۱

محاسبه می شود:

$$\dot{D}_0 \left(\frac{mGy}{min} \right) = \left(\frac{D_0}{N_0} \right) \times F \times A_0 \times \left(\frac{1000}{60} \right) \quad (1)$$

که در آن N_0 تعداد ذرات اولیه گسیل شده (6×10^8)، $\frac{D_0}{N_0}$

برابر با دز جذب شده به ازای هر ذره گسیل شده (Gy/par.) و

F یک ضریب تصحیح مخصوص هر یک از رادیونوکلوئیدها

بوده و برابر است با تعداد ذرات گسیل شده در یک واپاشی

یکی از رادیونوکلوئیدها، که می توان به راحتی از شمای واپاشی

آن ها (با محاسبه جمع درصد واپاشی ذرات گسیلی) استخراج

گردد [۹]. A_0 فعالیت اولیه پلاکهاست که به ترتیب برای

پلاک های CCB، COB و CIB برابر با ۲۳/۷ MBq، ۲۳/۷ MBq

و ۱۹/۶ و ۱۸/۷ MBq است. البته در بخشی که هدف مقایسه با

نتایج فیلم های رادیوکرومیک نبود و تنها توزیع دز نسبی

مورد نظر بود، فعالیت همه پلاکها یکسان و برابر با ۲۵ MBq

در نظر گرفته شد. ضریب آخر نیز یک تصحیح برای تنظیم

یکای دز است. نقطه مرجع دز در عمق ۲ mm از محور

مرکزی پلاک در نظر گرفته شده و دز تجویز شده در گستره

۷۰-۱۰۰ Gy، برای تومورهای چشمی با ارتفاع ۵ mm

گزارش شده است [۵]. به علت تعداد ذرات بالای تراپرد شده،

خطای آماری نتایج دز در شبیه سازی Geant4 تا عمق ۸ mm

کمتر از ۵٪ به دست آمد.

۴.۲. اعتبارسنجی شبیه سازی

با استفاده از فیلم های رادیوکرومیک EBT3، دزیمتری

پلاک های ^{106}Ru در مدل های ذکر شده انجام شد. برای

کالیبراسیون، ۱۰ قطعه فیلم با ابعاد $1/5 \times 1/5 \text{ cm}^2$ برش داده

شد و با استفاده از شتاب دهنده خطی ۶ MV واقع در مؤسسه

پرتو پزشکی نوین تهران، در معرض تابش اشعه ایکس قرار

گرفت و مقادیر دز در گستره ۱۰-۰/۵ Gy به فیلم ها تحویل

داده شد. اسکن فیلم های EBT3 با استفاده از دستگاه اسکنر

مدل Scan Marker 9800XL Microtek انجام شد. سپس

مقادیر پیکسل تصویر با تعیین ROI^۱ به ابعاد $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (با

استفاده از نرم افزار ImageJ)، خوانده شدند. سپس با استفاده

از روابط بیان شده در پروتکل دزیمتری فیلم های رادیوکرومیک

[۱۱]، مقادیر چگالی نوری استخراج و منحنی کالیبراسیون رسم

شد که برای محاسبه آهنگ دز مورد استفاده قرار گرفت. برای

این کار از یک فانتوم پلکسی گلاس (با چگالی $1/18 \text{ g/cm}^3$)

با ابعاد کلی $40 \times 40 \times 40 \text{ mm}^3$ که شامل سه قسمت (کف فانتوم

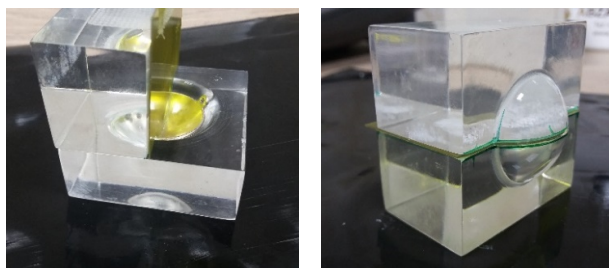
به ابعاد $15 \times 40 \times 40 \text{ mm}^3$ و دو قسمت مساوی به ابعاد 3 mm^3

$25 \times 40 \times 40 \text{ mm}^3$ که فیلم در بین آن قرار می گیرد) می باشد، استفاده

گردید و پلاک های ذکر شده به صورتی که در شکل ۳ نشان داده

شده است، به همراه فیلم های EBT3 درون فانتوم جاسازی

شدند.



شکل (۳): چیدمان فانتوم، فیلم رادیوکرومیک و پلاک چشمی.

برای محاسبه آهنگ دز جذب شده توسط فیلم های

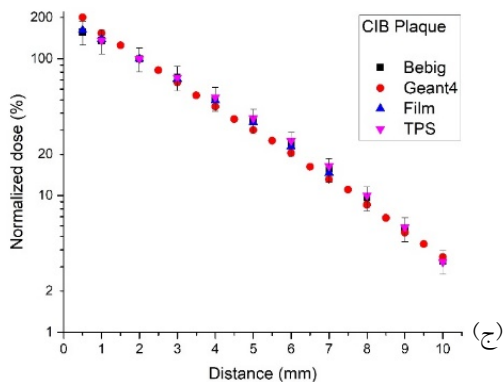
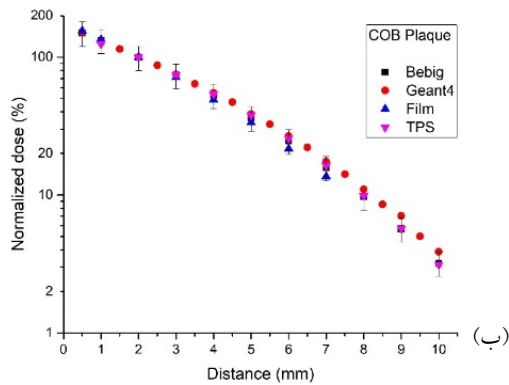
رادیوکرومیک از رابطه ۲ استفاده گردید:

$$\dot{D} \left(\frac{mGy}{min} \right) = \left(\frac{D}{T_{irr}} \right) \times e^{-\lambda T_{irr}} \times \left(\frac{1000}{60} \right) \quad (2)$$

که در آن T_{irr} زمان پرتوگیری و برابر ۳ ساعت، و D دز

به دست آمده از رابطه کالیبراسیون فیلم ها (معادله ۳) بر حسب

^۱ Region Of Interest



شکل (۴): مقایسه آهنگ دز به دست آمده از فیلم‌های رادیوکرومیک EBT3 و شبیه‌سازی Geant4 و نتایج شرکت سازنده، برای پلاک‌های چشمی مدل الف (CCB، ب) COB و ج) CIB.

جدول (۲): محاسبات دز برای پلاک CCB با شبیه‌سازی رادیونوکلئیدهای مختلف بر روی آن.

CCB	D ₂ (Gy/dec)	D ₅ (Gy/dec)	D ₂ /D _{0.5}	D _b /D ₂
¹⁰⁶ Ru	۷/۷۰×۱۰ ^{-۱۱}	۳/۵۹×۱۰ ^{-۱۱}	۰/۶۶۴	۰/۰۱۵۸
⁹⁰ Sr	۳/۸۲×۱۰ ^{-۱۱}	۵/۲۷×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۵۰۷	۰/۰۰۱۳
¹⁶⁶ Ho	۲/۲۵×۱۰ ^{-۱۱}	۱/۰۷×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۳۴۸	۰/۰۰۲۸
¹⁸⁸ Re	۳/۰۳×۱۰ ^{-۱۱}	۲/۸۷×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۴۱۸	۰/۰۰۳۹
¹⁴² Pu	۲/۵۷×۱۰ ^{-۱۱}	۳/۳۶×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۴۷۱	۰/۰۰۱۸

جدول (۳): محاسبات دز برای پلاک COB با شبیه‌سازی رادیونوکلئیدهای مختلف بر روی آن.

COB	D ₂ (Gy/dec)	D ₅ (Gy/dec)	D ₂ /D _{0.5}	D _b /D ₂
¹⁰⁶ Ru	۶/۶۶×۱۰ ^{-۱۱}	۲/۵۶×۱۰ ^{-۱۱}	۰/۶۵۸	۰/۰۱۵۰
⁹⁰ Sr	۳/۲۸×۱۰ ^{-۱۱}	۵/۰۵×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۵۱۰	۰/۰۰۱۳
¹⁶⁶ Ho	۱/۳۸×۱۰ ^{-۱۱}	۴/۹۶×۱۰ ^{-۱۳}	۰/۳۵۴	۰/۰۰۳۰
¹⁸⁸ Re	۲/۰۴×۱۰ ^{-۱۱}	۱/۷۲×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۴۱۷	۰/۰۰۳۷
¹⁴² Pu	۲/۵۰×۱۰ ^{-۱۱}	۳/۱۱×۱۰ ^{-۱۲}	۰/۴۶۵	۰/۰۰۳۱

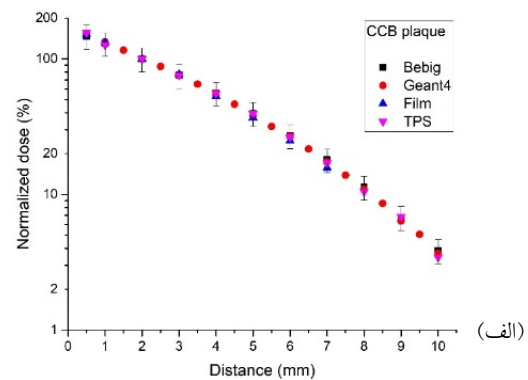
Gy می‌باشد. عبارت نمایی به منظور تصحیح واپاشی چشمه در حین پرتودهی منظور شده که در آن λ ثابت واپاشی است. معادله ۳ با رسم منحنی دز بر حسب چگالی نوری و سپس برازش تابع چند جمله‌ای حاصل شده است [۱۱]. در معادله زیر عبارت ^۱nOD مخفف چگالی اپتیکی خالص می‌باشد.

$$D = 542.9(nOD)^3 + 8.002(nOD)^2 + 8.302(nOD) + 0.337 \quad (۳)$$

۳. نتایج

مقایسه‌ای از آهنگ دز نسبی حاصل از Geant4، فیلم EBT3 و نرم‌افزار Plaque Simulator (TPS^۲)، برای پلاک‌های ¹⁰⁶Ru در شکل ۴ به نمایش گذاشته شده است. آهنگ دز در فاصله مرجع بهنجار شده است. داده‌های شرکت BEBIG با عدم قطعیت ۲۰٪ به صورت میله‌های خطا مشخص شده‌اند.

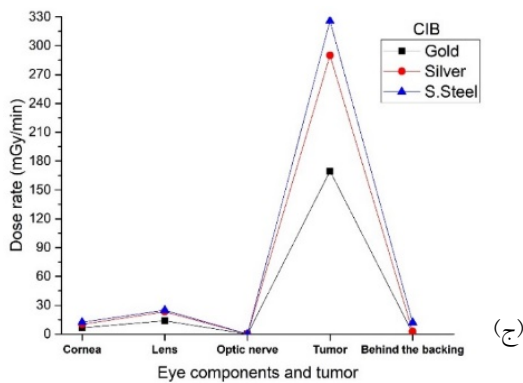
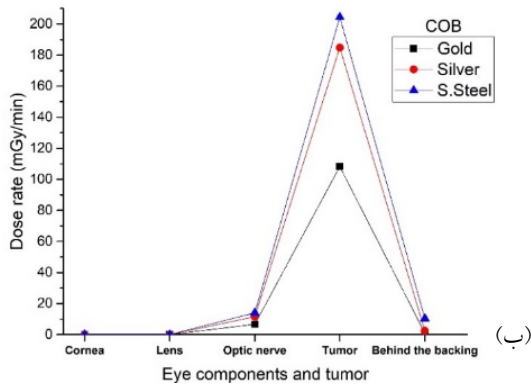
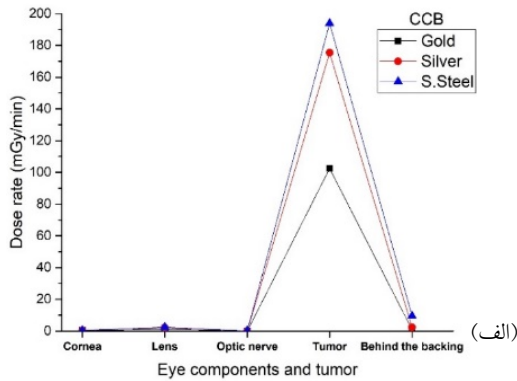
مقادیر دز به ازای هر واپاشی در نقطه مرجع (D₂) و در انتهای تومور در عمق ۵ mm (D₅)، نسبت دز جذب‌شده در نقطه مرجع به عمق ۰/۵ mm (D₂/D_{0.5}) و نسبت دز جذب‌شده در یک نقطه در پشت پلاک به دز نقطه مرجع (D_b/D₂)، برای پلاک ¹⁰⁶Ru مدل‌های CCB، COB و CIB محاسبه و به ترتیب در جدول‌های ۲، ۳ و ۴ درج شدند.



¹ Net optical density

² Treatment Planning Software

در شکل ۶ آهنگ دز تحویل داده شده به تومور، قرنیه، لنز، عصب نوری و نقطه‌ای در پشت پلاک، برای مواد مختلف به عنوان جنس پلاک نشان داده شده است.



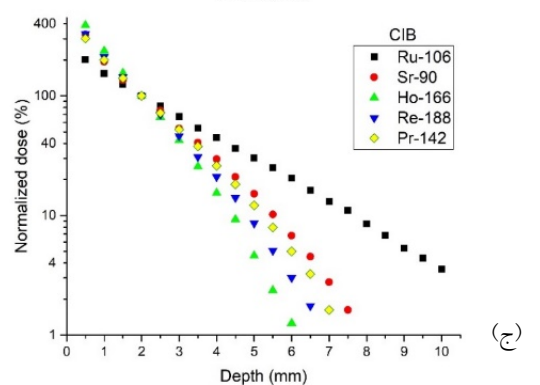
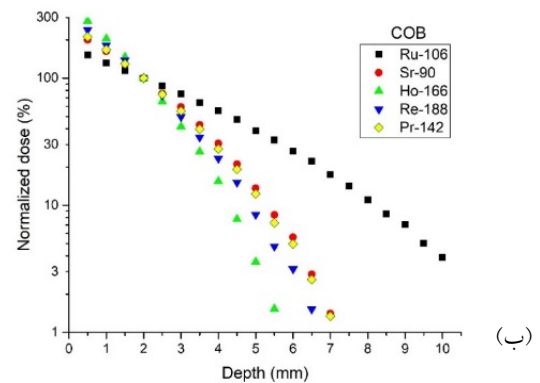
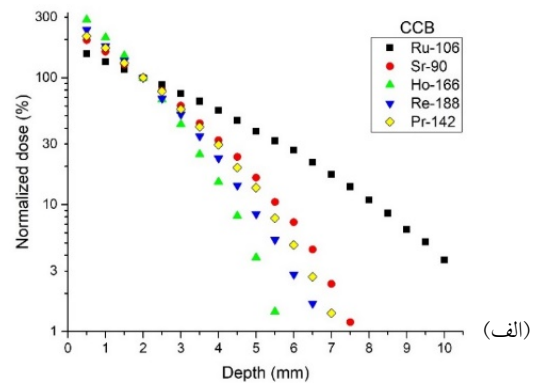
شکل (۶): مقایسه‌ای از آهنگ دز رسیده به تومور و اجزای چشم برای پلاک ^{106}Ru مدل‌های الف) CCB، ب) COB و ج) CIB برای جنس‌های مختلف پلاک چشمی (نقره، طلا و استیل ضدزنگ).

پروفایل جانبی دز جذب شده برای مدل‌های پلاک‌های ^{106}Ru ذکر شده در شکل ۷ نشان داده شده است

جدول (۴): محاسبات دز برای پلاک CIB با شبیه‌سازی

	CIB	D_2 (Gy/dec)	D_5 (Gy/dec)	$D_2/D_{0.5}$	D_0/D_2
	^{106}Ru	$1/10 \times 10^{-11}$	$3/32 \times 10^{-11}$	۰/۴۶۶	۰/۰۰۶۶
	^{90}Sr	$7/27 \times 10^{-11}$	$1/10 \times 10^{-11}$	۰/۳۰۷	۰/۰۰۰۴
	^{166}Ho	$4/28 \times 10^{-11}$	$1/97 \times 10^{-12}$	۰/۲۵۷	۰/۰۰۰۶
	^{188}Re	$5/49 \times 10^{-11}$	$4/73 \times 10^{-12}$	۰/۳۰۲	۰/۰۰۱۵
	^{142}Pr	$5/98 \times 10^{-11}$	$7/27 \times 10^{-12}$	۰/۳۳۱	۰/۰۰۱۲

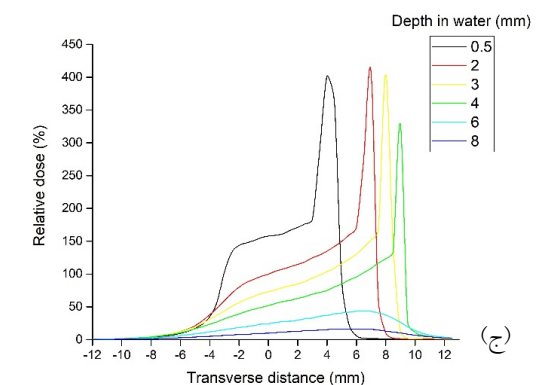
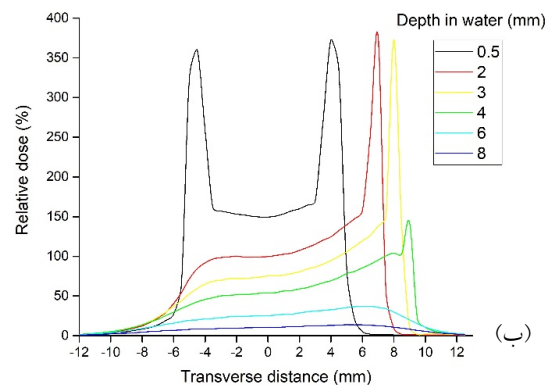
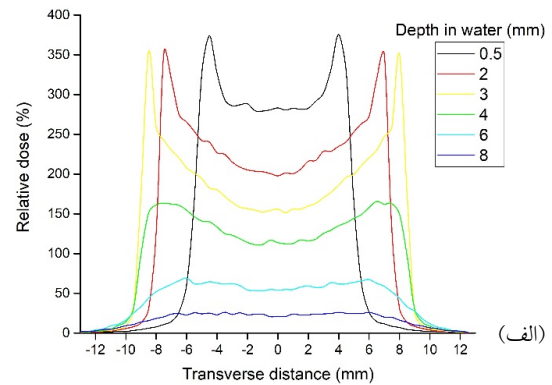
در شکل ۵ پروفایل‌های دز عمقی با شبیه‌سازی رادیونوکلئیدهای مختلف بر روی پلاک، نشان داده شده‌اند.



شکل (۵): مقایسه توزیع دز عمقی برای پلاک‌های مدل الف) CCB، ب) COB و ج) CIB. آهنگ دز در نقطه مرجع بهنجار شده است.

می‌شود که می‌توان آن را به ساختار هندسی خاص این نوع پلاک نسبت داد. بر طبق جدول ۲ و همچنین شکل ۵، رادیونوکلوئید ^{106}Ru ، مقدار دز بیشتری را به تومورهای با ارتفاع 0.5 mm تحویل می‌دهند. برای یک مقدار فعالیت ثابت، پلاک‌های ^{166}Ho بیشترین دز و پلاک‌های ^{106}Ru کمترین مقدار دز را به سطح خارجی چشم (صلبیه^۱)، تحویل می‌دهند. علت آن برد بیشتر ذرات گسیلی از رادیونوکلوئید ^{106}Ru و دختر آن ^{106}Rh می‌باشد که دز سطحی را به نسبت کمتر می‌کند. نسبت $D_2/D_{0.5}$ یک فاکتور مناسبی است که دز جذب‌شده نسبی را در نقطه مرجع بر روی محور مرکزی پلاک نشان می‌دهد که این برای پلاک‌های ^{106}Ru بیشتر از دیگر پلاک‌هاست. هدف از محاسبه دز جذب‌شده در پشت پلاک و همچنین نسبت D_b/D_2 ، این است که یک مقایسه‌ای از تحویل دز به بافت‌های سالم اطراف انجام شود که البته با توجه به جدول ۲ و شکل ۶، مشاهده می‌شود که قابل چشم‌پوشی است. همانطور که در شکل ۶ مشخص است، در مورد پلاک‌های ^{106}Ru ، دز جذب‌شده در تومور، برای پلاک‌های طلا به اندازه ۵۰٪ کاهش و برای پلاک‌های استیل ضدزنگ به اندازه ۲۰٪ افزایش می‌یابد. علت آن به عدد اتمی و چگالی آن‌ها بر می‌گردد چراکه طلا به نسبت نقره و استیل ضدزنگ فلز سنگین‌تری می‌باشد. استفاده از استیل ضدزنگ به‌عنوان جنس پلاک مطلوب نیست، چراکه برای پلاک‌های COB و CIB نیز به ترتیب دز رسیده به عصب نوری و لنز را افزایش می‌دهد. بنابراین این نیازمند افزایش ضخامت پلاک خواهد بود که کاربرد آن را به‌صورت عملی محدود می‌کند.

از نقطه نظر توزیع دز، برای تومورهای با ارتفاع کمتر از 0.5 mm ، پلاک‌های ^{106}Ru می‌توانند جای خود را به پلاک‌های ^{90}Sr و ^{142}Pr دهند. هرچند این‌ها یک دز سطحی بیشتری را



شکل (۷): توزیع جانبی دز جذب شده برای پلاک ^{106}Ru مدل الف) CCB، ب) COB و ج) CIB.

۴. نتیجه‌گیری

همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده‌است، یک توافق خوب بین نتایج فیلم EBT3، Geant4 و TPS با نتایج گزارش شده شرکت بیگ، به دست آمده‌است. لازم به ذکر است که در عمق 0.5 mm ، عدم قطعیتی بیشتر از ۲۰٪ در نتیجه شبیه‌سازی Geant4 برای پلاک مدل CIB مشاهده

¹ sclera

اجزاء حساس چشم مانند عصب نوری و عنبیه مناسب‌تر باشند. پلاک‌های طلا تضعیف بیشتری را نشان داده که به همین دلیل می‌تواند کمی نازک‌تر تولید شوند. استفاده از آن‌ها در مورد پلاک‌های COB و CIB، به‌علت مجاورتشان با عصب نوری و عنبیه، می‌تواند جالب توجه باشد. ادامه این کار، بهینه‌سازی و ساخت پلاک‌های چشمی با طراحی و استفاده از رادیونوکلوئیدهای مناسب می‌باشد.

نسبت به ^{106}Ru از خود بر جای می‌گذارند. برای تومورهای با ارتفاع ۰/۵ mm، تنها پلاک‌های ^{106}Ru هستند که به‌علت برد بالای ذرات گسیلی می‌توانند دز مناسب را به تومور تحویل دهند. افت دز جذب‌شده برای پلاک‌های ^{166}Ho و ^{188}Re بسیار شدید است که استفاده از آن‌ها را تنها به ضایعه‌های سطحی چشم محدود می‌کند. بنابراین پلاک‌های چشمی آغشته به ^{166}Ho و ^{188}Re می‌توانند برای تومورهای سطحی نزدیک

۵. مراجع

- [1] L. Bergman, B. Nilsson, G. Lundell, M. Lundell and S. Seregard. Ruthenium Brachytherapy for Uveal Melanoma, 1979–2003, *Ophthalmology*, 112(5) (2005) 834–840.
- [2] N. Kaiserman, I. Kaiserman, K. Hendler, S. Frenkel and J. Pe'er. Ruthenium-106 plaque brachytherapy for thick posterior uveal melanomas, *British Journal of Ophthalmology*, 93(9) (2009) 1167–1171.
- [3] K. M. Verschuere, C.L. Creutzberg, N.E. Schalij-Delfos, M. Ketelaars, F.L. Klijnsen, B.I. Haeseker, S.M. Ligtenberg, J.E. Keunen and C.A. Marijnen. Long-term outcomes of eye-conserving treatment with Ruthenium-106 brachytherapy for choroidal melanoma, *Radiotherapy and Oncology*, 95(3) (2010) 332–338.
- [4] A.O. Schueler, D. Flühs, G. Anastassiou, C. Jurklies, M. Neuhäuser, H. Schilling, N. Bornfeld and W. Sauerwein. Beta-ray brachytherapy with ^{106}Ru plaques for Retinoblastoma, *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics*, 65(4) (2006) 1212–1221.
- [5] E.R. Simpson, B. Gallie, N. Laperriere, A. Beiki-Ardakani, T. Kivelä, V. Raivio, J. Heikkonen, L. Desjardins, R. Dendale, A. Mazal, N. Bornfeld, W. Sauerwein, D. Flühs, L. Brualla, S.G. Honavar, V.A. Reddy, S. Suzuki, N. Murakami, S. Saakyan, V. Valskiy, A. Amiryan, S. Seregard, C. All-Eriksson, L. Hjelmqvist, G. Lundell, G. Sinclair, M. Lundell, B. Damato, R.D. Errington, P. Mayles, H. Mayles, C. Bergstrom, H. Grossniklaus, I. Crocker, E. Butker, M. Wilson, B. Haik, H. Geischen, P. Patra, J. Duker, J. Mignano, M. Rivard, P.T. Finger, E. Semenova, W. Choi and N.I. Kalach. The American Brachytherapy Society consensus guidelines for plaque brachytherapy of uveal melanoma and retinoblastoma. *Brachytherapy*, 13(1) (2014) 1–14.
- [6] R.V. Ginderdeuren, E.V. Limbergen and W. Spileers. 18 Years' experience with high dose rate strontium-90 brachytherapy of small to medium sized posterior uveal melanoma, *British Journal of Ophthalmology*, 89(10) (2005) 1306–1310.
- [7] S. Laskar, L. Gurram, G. Laskar, S. Chaudhari, N. Khanna and R. Upreti. Superficial ocular malignancies treated with strontium-90 brachytherapy: long term outcomes. *Contemporary Brachytherapy*, 7(5) (2015) 369–372.
- [8] V.M. Cohen, V.P. Papastefanou, S. Liu, I. Stoker and J.L. Hungerford. The Use of Strontium-90 Beta Radiotherapy as Adjuvant Treatment for Conjunctival Melanoma, *Journal of Oncology*, (11) (2013) 1–7.
- [9] M.F. L'Annunziata. Handbook of Radioactivity Analysis, table of Radioactive Isotopes, (2012) 1305–1360.
- [10] S. Agostinelliae, J. Allisonas, K. Amakoe, J. Apos, H. Araujoaj, P. Arcel, M. Asaig, D. Axeni, S. Banerjeebi, G. Barrandan, F. Behnerl, L. Bellag, J. Boudreaubd, L. Brogliaar, A. Brunengoc, H. Burk, S. Chauviebj, J. Chumah, R. Chytraceka, G. Cooperm, G. Cosmoa, P. Degtyarenkod, A. Dell'Acquaa, G. Dep, D. Dietrichaf, R. Enamiab, A. Feliciellobj, C. Fer, H. Fesefeldtl, G. Folgera, F. Foppianoac, A. Forti, S. Garelliac, S. Giania, R. Giannitrapanibo, D. Gi and et al. Geant4—a simulation toolkit, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506 (2003) 250–303.
- [11] S. Devic, N. Tomic and D. Lewis. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects, *Physica Medica*, 32(4) (2016) 541–556.