

# برآورد پارامترهای دوزیمتری پلاک های چشمی $^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$ در براکی تراپی تومورهای ملانومای کوچک Uvea با استفاده از روش شبیه سازی مونت کارلو

سمانه هاشمی<sup>۱</sup>  
سید محمود رضا آقامیری<sup>۲</sup>  
رامین جابری<sup>۳</sup>  
محمد مهدی مجرد کاهانی<sup>۱</sup>

## چکیده

**سابقه و هدف:** اپلیکاتورهای مقعر چشمی با منبع بتازای روتنیوم- $^{106}\text{Ru}$  در براکی تراپی تومورهای درون چشمی دارای استفاده بسیار وسیعی هستند و همین امر باعث شده است تا نیاز به دانستن توزیع دوز دقیق ناشی از تابش بتای این پلاک ها به تومور و بافت های سالم مجاور آن بیش تر حس شود. هدف این پژوهش محاسبه سه بعدی توزیع دوز سه پلاک CCA، CCB، و CGD در یک مدل چشم انسان با استفاده از کد MCNP-4C، جهت درمان ملانوم Uvea با ضخامت ۵ میلی متر از سطح صلیبه چشم است.

**مواد و روش ها:** در این راستا قسمت های مختلف چشم اعم از صلیبه، مشیمیه، شبکیه، قرینه و غیره و هم چنین پلاک های  $^{106}\text{Ru}$  با مشخصات واقعیشان در کد، شبیه سازی گردید و میزان آهنگ دوز برای سه پلاک در بافت تومور و هم چنین بافت های حساس چشم مورد مطالعه قرار گرفته شد.

**یافته ها:** براساس نتایج به دست آمده و هم چنین اصل ALARA در براکی تراپی که هدف آن رساندن دوز ماکزیمم به بافت توموری و دوز مینیمم به بافت های سالم اطراف تومور است، آگاهی کامل از شکل و سایز تومور، قبل از استفاده از این پلاک ها برای درمان، الزامی بوده و در جهت کمینه سازی دوز ناخواسته بافت های سالم مجاور، استفاده از پلاک CCA در درمان تومورهای کوچک، تا عمق ۵ میلی متر توصیه می گردد.

**استنتاج:** پلاک CCA با کم ترین میزان جذب دوز در بافت های سالم اطراف تومور مانند لنز و صلیبه چشم به ازای دوز یکسان تومور، دارای نتایج بهتر درمانی نسبت به دیگر پلاک های مورد مطالعه بوده و در نتیجه برای درمان تومورهای کوچک، استفاده از این نوع پلاک توصیه می شود.

**واژه های کلیدی:** براکی تراپی تومورهای چشمی، پلاک های Ru-106، دوزیمتری پلاک های چشمی، کد MCNP-4C

## مقدمه

خود متصور شود و هردوی این هادر تومورهای  
رون چشمی باهم ترکیب شده اند. در میان تومورهای

ابتلا به سرطان و کوری از ترسناک ترین  
سرنوشت هایی است که انسان می تواند در پیش روی

E-mail: hashemi817@yahoo.com

**مؤلف مسئول: سمانه هاشمی** - تهران: دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته ای، گروه پرتو پزشکی

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

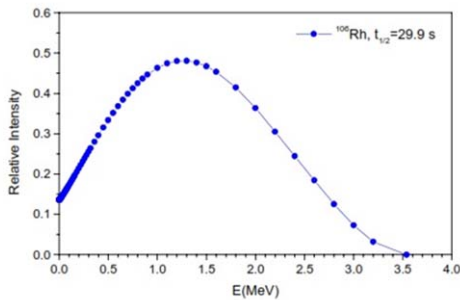
۲. استاد، گروه پرتو پزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳. دکتری فیزیک پزشکی، انسیتو کانسر، بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران

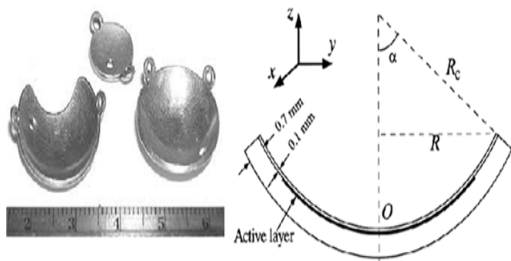
تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱۲/۲۶ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات: ۱۳۹۳/۲/۱۰ تاریخ تصویب: ۱۳۹۲/۲/۲۷

درون چشمی، ملانوم بدخیم یوآ (عنبیه، جسم مژگانی و مشیمیه) شایع ترین تومور بدخیم در بزرگ سالان است که میزان آن، به طور تقریبی به ۴/۳ مورد جدید در هر یک میلیون نفر می رسد (۱) مدل های مختلفی از انواع پلاک های چشمی در درمان تومورهای چشم، عمدتاً ملانوم یوآ، مورد استفاده قرار می گیرند که در آن ها از رادیویزوتوپ های گوناگونی چون  $^{106}\text{Ru}$ ،  $^{90}\text{Sr}$ ،  $^{182}\text{Tl}$ ،  $^{198}\text{Au}$ ،  $^{192}\text{Ir}$ ،  $^{125}\text{I}$ ،  $^{103}\text{Pd}$ ،  $^{60}\text{Co}$  استفاده شده است (۲، ۳) از این میان چشمه های  $^{125}\text{I}$  و  $^{103}\text{Pd}$  با ساطع کردن فوتون های کم انرژی برای درمان تومورهای با ضخامت بالای ۵ میلی متر؛ و چشمه های بتازای  $^{106}\text{Ru}$  و  $^{90}\text{Sr}$  برای درمان تومورهای با ضخامت کمتر از ۵ میلی متر ترجیح داده می شوند (۱). پلاک های چشمی Ru-106 برای ۴ دهه است که در درمان تومورهای درون چشمی با ضخامت کم تر از ۵ میلی متر مورد استفاده قرار می گیرند (۱، ۴). با این وجود هنوز تعیین توزیع دوز تولیدی به وسیله این پلاک ها یک چالش محسوب می شود و به اصلاحات بیشتر نیازمند است (۱، ۵، ۶). افت بسیار سریع دوز و گرادیان بالای این اپلیکاتور اجازه نفوذ دوز به تومور با حداقل کردن دوز رسیده به ساختارهای بحرانی چشم را می دهد. سیستم های طراحی درمان در دسترس پلاک های روتنیوم-۱۰۶ که بر پایه مدل های فیزیکی ساده نقل و انتقالات تابشی و یک مدل تقریبی از آنومی چشم بنا نهاده شده اند، تا حدی در این زمینه مثمر ثمر واقع گشته اند. اما به طور کلی، روش مونت کارلو به عنوان دقیق ترین شیوه برای محاسبات دوز جذب شده در بیماران پرتودرمانی مورد پذیرش قرار گرفته است (۹-۷). از بین تمام پلاک های چشمی مورد استفاده در دنیا، هم اکنون تنها پلاک های روتنیوم-۱۰۶ در کشور ایران مورد استفاده قرار می گیرند. این پلاک ها توسط کمپانی BEBIG GmbH در آلمان تولید می شوند و به همراه نتایج دوزیمتری که تنها در نقاطی مشخص، در راستای محور مرکزی پلاک صورت گرفته و با عدم

قطعیستی برابر ۲۰ درصد گزارش می شوند، به کشورهای مختلف از جمله ایران وارد می گردند. از این رو تلاش های بسیاری در زمینه دوزیمتری این پلاک ها چه به صورت شبیه سازی و چه به صورت سراسر نقاط جهان عملی انجام گرفته است که سهم ایران در مقایسه با آن ها کم رنگ تر بوده است. برای مثال Sole و همکارانش (۱۰) در مطالعاتی که در سال ۲۰۰۸ بر روی پلاک روتنیوم، مدل COB، انجام دادند، از کد MCNPX برای شبیه سازی پلاک استفاده نمودند. او نتایج خود را با داده های سازنده مقایسه نمود و در ۱۰ میلی متری اختلافی برابر ۲۵ درصد را گزارش می کند که این اختلاف را به عدم یکنواختی توزیع ماده رادیواکتیو بر روی پلاک نسبت می دهد. در داخل کشور و در همان سال، علی اصغر مولوی و همکارش (۱۳) فرمول بندی جدیدی را برای شبیه سازی هندسه چشم در کد MCNP-4C ارائه می کند و آن را برای دوزیمتری پلاک های روتنیوم مدل های CCA و CCB به کار می برد. ایشان بیان می کنند که دوزیمتری در نواحی با گرادیان بالا، در نزدیکی رادیویزوتوپ، با دقت بالا فقط می تواند به وسیله محاسبات مونت کارلو به دست آید. در سال ۲۰۱۱، Gueli و همکارانش (۳۹)، برای اندازه گیری دوز دقیق و صحیح پلاک Ru-106 مدل CCB از فیلم گافکرومیک EBT-2 و هم چنین MCNP5 استفاده نمودند و توزیع دوز را در دو و سه بعد به دست آوردند. در سال ۲۰۱۳، Brualla و همکارانش (۴) از کد PENELOPE برای شبیه سازی آناتومی چشم و پلاک های روتنیوم استفاده نمودند و به بررسی آن پرداختند و توانستند میزان دوز حجمی جمعی را برای ارگان های مختلف به دست آورند. همان طور که ملاحظه می شود، طی سالیان تلاش های متعددی برای دوزیمتری این پلاک ها صورت گرفته است، اما این نکته که هر ارگانی از بافت های متعدد و حساس چشم طی یک پرتودرمانی در براکی تراپی چه میزان دوزی را اختیار می کند، نکته ای است که فقط



تصویر شماره ۱: نمودار طیف مربوط به رودیوم-۱۰۶، دختر روتنیوم-۱۰۶؛ استفاده شده در محاسبات (۱۳)



تصویر شماره ۲: پلاک های روتنیوم-۱۰۶ و شمایی از ابعاد آن (۱۴)

در این پژوهش سه پلاک CCA، CCB و CGD مورد مطالعه قرار گرفته شد که مشخصات آن در جدول شماره ۱ آمده است. هر سه پلاک با مشخصات دقیقشان در کد MCNP-4C شبیه سازی شدند و بر روی توموری به ارتفاع ۵ میلی متر از سطح صلیبه قرار گرفتند.

جدول شماره ۱: مشخصات پلاک های مورد استفاده در پژوهش

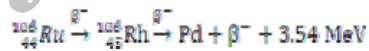
نوع پلاک	قطر (mm)	شعاع انحنا (mm)	اکتیویته (MBq)
CCA	۱۵٫۳	۱۲	۱۳٫۴
CCB	۲۰٫۲	۱۲	۲۴٫۶
CGD	۲۲٫۳	۱۳	۳۷

هندسسه کامل کره چشم با مشخصات دقیق آناتومیکی شامل اجزای مختلف آن از جمله صلیبه، مشیمیه، شبکیه، قرنیه، عصب بینایی، لنز و غیره که در تصویر شماره ۳ قابل مشاهده هستند، به عنوان سلول های مختلف تعریف گردیدند. برای توصیف شکل هندسی سه لایه اصلی چشم (صلیبه، مشیمیه و شبکیه) از دوائر متحدالمرکز با قطرهای متفاوت برابر با

شبیه سازی توانایی بررسی آن را دارا می باشد. بنابراین ما در این پژوهش با به کارگیری کد MCNP-4C به شبیه سازی درمان ملانومای یوآ توسط اپلیکاتورهای بتازای روتنیوم-۱۰۶، برای سه پلاک CCA، CCB و CGD پرداختیم و میزان سهم دوز هر ارگان چشم را در فرایند براکی تراپی توموری با قله ۵ میلی متر مورد مطالعه قرار دادیم.

## مواد و روش ها

روتنیوم-۱۰۶، یکی از محصولات راکتور هسته ای، با نیمه عمر ۳۷۳٫۵۹ روز، با تابش بتا به رودیوم-۱۰۶ تبدیل می شود. هسته ناپایدار رودیوم-۱۰۶ با ساطع کردن بتا در انرژی ۳/۵۴ MeV (برد ۸ میلی متر در بافت) و با نیمه عمر ۳۰ ثانیه به پالادیوم-۱۰۶ پایدار تبدیل می شود (۱۱، ۱۲).



تصویر شماره ۱، ساختار یک پلاک چشمی شامل یک فیلم نازک از Ru-106 را که در یک ورقه نقره خالص با ضخامت کل ۱ میلی متر، قرار گرفته است؛ نشان می دهد. پنجره مقعر ۰/۱ میلی متر ضخامت دارد و سطح پشتی ۰/۷ میلی تر، که ۹۵ درصد تابش های بتا را جذب می کند. اشاره به این نکته ضرورت دارد که بتای ساطع شده از روتنیوم دارای ماکزیمم انرژی KeV ۳۹ می باشد؛ این مقدار انرژی، اجازه خروج از پنجره ۰/۱ میلی متری نقره ای جلوی پلاک را، به پرتوهای بتا نداده و بنابراین این پرتوها، در محاسبات در نظر گرفته نمی شوند. ماده رادیواکتیو روتنیوم به ضخامت ۰/۲ میلی متر بین این دو لایه نقره، لایه نشانی می گردد.

این پلاک ها به جهت قابلیت استفاده برای سایزها و شکل های مختلف تومورها، در ۱۶ نوع مختلف، در شکل های متفاوت و شعاع انحنای ۱۲ تا ۱۴ میلی متر، توسط شرکت BEBIG در آلمان ساخته می شوند.

جدول شماره ۲: ترکیبات و درصد مواد تشکیل دهنده بافت کره چشم که در شبیه سازی بکار برده شده است (۱۵)

چگالی (گرم بر سانتی متر مکعب)	H	C	N	O	Mg	P	S	Cl
۱/۰۷	۹/۶	۱۹/۵	۵/۷	۶۴/۶	۰/۱	۰/۱	۰/۳	۰/۱
۱/۰۹	۹/۶	۹/۹	۲/۲	۷۴/۴	۰/۵	۲/۲	۰/۹	۰/۳
۱/۰۳	۱۰/۸	۴/۱	۱/۱	۳۸/۲	۰/۳	-	۰/۱	۰/۴
۱/۰۴	۱۰/۷	۳/۸	۱/۲	۸۴/۳	-	-	-	-

## یافته ها و بحث

جدول شماره ۳، انرژی بر جای مانده (MeV/g) در تومور و دیگر ساختارهای چشم، برای سه پلاک و جرمی که در محاسبات در نظر گرفته شده است را نشان می دهد.

جدول شماره ۳: مقایسه انرژی بر جای گذاشته در واحد جرم برای سه پلاک ( $\times 10^{-3}$ )

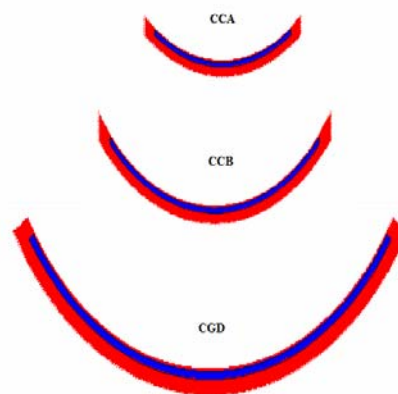
بافت های مختلف چشم و تومور	جرم (گرم)	ذرات، محاسبه شده با تالی *F8 (MeV/gr)	CCB	CCA	CGD
صلیه	۱/۸	۲۸/۴	۳۵/۵	۳۴/۵	۳۴/۵
مشیمه	۱/۴۳	۱۲/۵	۲۰/۲	۲۱/۰	۲۱/۰
شکیه	۴/۳۱	۷/۸۵	۱۰/۹	۱۱/۱	۱۱/۱
قرینه	۰/۱۸	۰/۱۳۵	۰/۴۴۷	۰/۷۴۸	۰/۷۴۸
لنز	۰/۲۱	۰/۳۹۴	۱/۱۷	۱/۷۵	۱/۷۵
عصب بینایی	۰/۴۹	۰/۱	۰/۱۶	۰/۱۵	۰/۱۵
تومور	۰/۱۲	۱۷۷	۱۲۵	۹۹/۸	۹۹/۸
تومور (مجموع)	-	۶/۲۳	۳/۵۲	۲/۸۹	۲/۸۹

تصویر شماره ۴، مقایسه دوزیمتری پلاک های چشمی به دست آمده در این پژوهش با داده های شرکت سازنده را نشان می دهد. ماکزیمم خطای نسبی برای پلاک CCA برابر ۱۴ درصد، برای پلاک CCB برابر ۱۲/۵ درصد و برای پلاک CGD برابر ۱۲ درصد گزارش میشود. این میزان خطا را می توان به عوامل زیر نسبت داد:

داده های شرکت سازنده با عدم قطعیتی برابر ۲۰ درصد گزارش می شوند. بنابراین این میزان خطا می تواند قابل توجیه باشد.

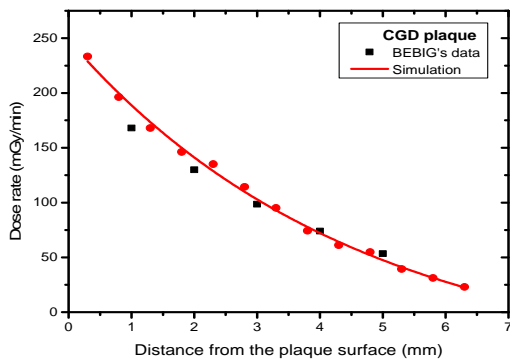
همان طور که قبلاً اشاره شد، ماده رادیواکتیو بر روی پلاک لایه نشانی می گردد و گاه ممکن است

قطرهای لایه های چشم استفاده شد. از آنجا که شعاع انحنای دو پلاک CCA و CCB برابر با انحنای صلیبه چشم (۱/۲cm) می باشد، برای تعریف این دو پلاک از دایره ای با شعاع ۱/۳ cm که به وسیله استوانه ای به قطر ۱۵/۳ mm برای CCA و ۲۰/۲ mm برای CCB قطع شده است، استفاده گردید. اما برای تعریف پلاک CGD از تعریف مخروط برای تعریف پلاک بر روی صلیبه استفاده شد (تصویر شماره ۲). در این تعریف  $\alpha = \arcsin\left(\frac{r}{R}\right)$  که برای CGD برابر ۵۹ در نظر گرفته شد.



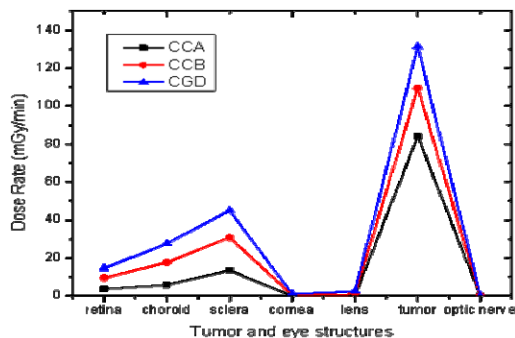
تصویر شماره ۳: هندسه شبیه سازی شده از ۳ پلاک و ساختار چشم در این پژوهش

جهت اعتبارسنجی داده های به دست آمده از شبیه سازی، میکرو کره هایی به شعاع ۰/۰۲ سانتی متر بر روی محور مرکزی پلاک و در فواصل مختلف از آن در داخل کد تعریف شدند. میزان آهنگ دوز محاسبه شده در این میکرو کره ها با داده های سازنده مقایسه گردید. در جهت هر چه نزدیک کردن شبیه سازی به مقادیر واقعی آن، در هندسه تعریف شده چشم، از مواد و چگالی بافت (جدول شماره ۲)، مطابق با بافت واقعی چشم انسان، استفاده شد. برنامه برای ۱۰ میلیون ذره و با خطای ۱ درصد اجرا شد و میزان انرژی نهشت یافته از ذرات بتای ساطع شده از پلاک در داخل تومور و نواحی دیگر چشم، توسط تالی \*F8 کد مونت کارلو محاسبه گردید.



تصویر شماره ۴: مقایسه نتایج به دست آمده از شبیه سازی با داده های شرکت سازنده برای هر سه پلاک

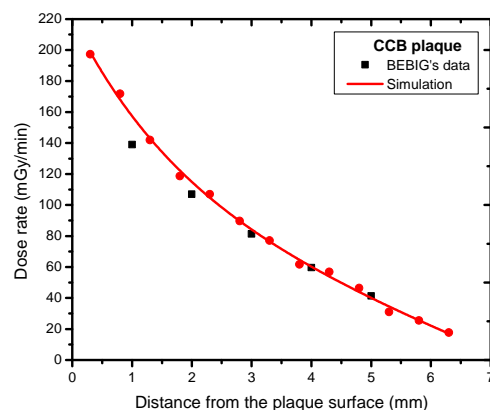
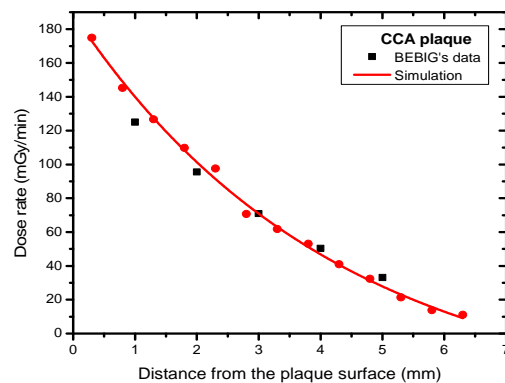
هم چنین، نمودار آهنگ دوز (mGy/min) برای ساختار تعریف شده در تصویر شماره ۵، قابل ملاحظه است. آگاهی از توزیع دوز فضایی پلاک های چشمی  $^{106}\text{Ru}$  با استفاده از نتایج حاصل از شبیه سازی تابش دهی چشم، شامل تومور و ساختارهای بحرانی آن، امکان پذیر است. همان طور که در تصویر شماره ۵، دیده می شود توزیع دوز در بافت های حساس چشم، مانند لنز و صلیبه، تابعی از تابش دهی به تومور می باشند و با افزایش آن افزایش می یابند. البته توجه به این نکته ضروری است که میزان دوز رسیده به لنز و عصب بینایی تا حد زیادی به مکان قرارگیری پلاک و فاصله آن، و هم چنین به ضخامت تومور و دوز مورد نیاز درمان آن، وابسته است. چنان چه بافت سرطانی در نزدیکی این ارگان ها قرار گرفته باشد، برای درمان، پلاک بر روی پایه تومور قرار گرفته و در نتیجه دوز این ارگان ها افزایش خواهد یافت.



تصویر شماره ۵: نمودار آهنگ دوز در بافت های مختلف چشم برای سه پلاک  $^{106}\text{Ru}$

میزان وجود رادیوایزوتوپ در قسمتی کم تر یا بیش تر از نواحی دیگر باشد و همین امر است که لزوم کالیبراسیون این پلاک ها را ایجاب می کند؛ اما این امر در شبیه سازی وجود نخواهد داشت، چرا که هندسه پلاک هندسه ای ثابت با توزیع یکنواخت ماده رادیواکتیو خواهد بود. بنابراین عدم یکنواخت بودن توزیع ماده رادیواکتیو بر روی پلاک می تواند از عوامل دیگر خطا باشد. دوزیمتری بر روی فانتوم آب صورت می پذیرد، در صورتی که ما از تعریف بافت برای ماده پوشاننده چشم استفاده کرده ایم.

در جدول شماره ۳، میزان انرژی رسیده به قسمت های مختلف چشم را در واحد جرم آن ها می توان دید. همان طور که مشاهده می شود با افزایش سایز پلاک دوز رسیده به بافت سرطانی در مقایسه با بافت سالم کاهش می یابد و این امر پرتوگیری ناخواسته و غیر ضروری را افزایش خواهد داد. این امر، اطلاع دقیق از سایز و شکل تومور را در زمان درمان ملزوم می کند.



نتایج نشان می‌دهند که در این هندسه شبیه‌سازی شده، لنز به عنوان حساس‌ترین ساختار چشم، برای درمان یک نوع تومور، به ترتیب برای سه پلاک CCA، CCB و CGD، ۰/۲۲ درصد، ۰/۹۳ درصد و ۱/۷۶ درصد دوز بیشینه را دریافت می‌کند. این درحالی‌ست که Barbosa در کار مشابه خود (۱). برای پلاک CGD، دوز لنز را برابر ۱۱ درصد دوز بیشینه می‌داند که این از دید کار ما قابل قبول نمی‌باشد؛ چراکه نتایج ما با استفاده از نتایج سازنده سندیت یافته است. هم‌چنین صلیبه با جذب دوز ۱۶/۰۷ درصد برای CCA، ۲۸/۳۹ درصد برای CCB و ۳۴/۵۷ درصد برای CGD از دوز بیشینه، بالاترین میزان جذب دوز را نسبت به دیگر بافت‌های سالم چشم به خود اختصاص داده است. بنابراین با توجه به این که حداکثر دوز مجاز صلیبه چشم، نباید از ۱۲۰۰ گری تجاوز کند، این میزان جذب دوز در طراحی

درمان باید مورد نظر قرار گیرد. در پایان می‌توان نتیجه‌گیری کرد که نتایج نشان می‌دهند که دوز رسیده به تومور و بافت‌های چشم با افزایش سایز پلاک‌ها افزایش می‌یابد؛ اما این افزایش مقدار در بافت‌های سالم اطراف تومور مقدار قابل توجهی نسبت به افزایش دوز در تومور به خود اختصاص می‌دهد. بنابراین توجه به اصل ALARA که یکی از اصول اساسی حفاظت در برابر اشعه می‌باشد، ایجاب می‌کند که آگاهی درست از سایز و شکل تومور در استفاده از پلاک‌های Ru-106 در جهت کمینه کردن دوزهای ناخواسته امری ضروری محسوب می‌شود؛ براین اساس، پلاک CCA به دلیل تمرکز دوز بیش‌تر در بافت توموری و بیش‌ترین مقدار کمینه‌سازی دوز در بافت‌های سالم مجاور، در درمان تومورهای کوچک درون چشمی، تا عمق ۵ میلی‌متر توصیه می‌گردد.

## References

1. Barbosa NA., da Rosa LAR, Facure A, Braz D. Brachytherapy treatment simulation of strontium-90 and ruthenium-106 plaques on small size posterior uveal melanoma using MCNPX code. Radiation Physics and Chemistry 2014; 95: 224-226.
2. Thomson RM, Rogers DWO. Monte Carlo dosimetry for I and Pd eye plaque brachytherapy with various seed models. Medical Physics 2010; 37: 368.
3. Rivard Mark J, Melhus CS, Sioshansi S, Morr J. The impact of prescription depth, dose rate, plaque size, and source loading on the central axis using 103Pd, 125I, and 131Cs. Brachytherapy 2008; 7(4): 327-335.
4. Brualla L, Sempau J, Zaragoza FJ, Wittig A, Sauerwein W. Accurate estimation of dose distributions inside an eye irradiated with <sup>106</sup>Ru plaques. Strahlenther Onkol 2013; 189: 68-73.
5. Taccini G, Cavagnetto F, Coscia G, Garelli S, Pilot A. The determination of dose characteristics of ruthenium ophthalmic applicators using radiochromic film. Medical Physics 1997; 24(12): 2034-2037.
6. Gueli AM, Mannino G, Troja SO, Asero G, Burrafato G, De Vincolis R, et al. 3D dosimetry on Ru-106 plaque for ocular melanoma treatments. Radiation Measurements 2011; 46(12): 2014-2019.
7. Chetty Indrin J, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, et al. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. Medical Physics 2007; 34(12): 4818-4853.
8. Fernández-Varea, José M, Carrasco P, Panettieri V, Brualla L. Monte Carlo based water/medium stopping-power ratios for

- various ICRP and ICRU tissues. *Physics in Medicine and Biology* 2007; 52(21): 6475.
9. Reynaert N, Van der Marck SC, Schaart DR, Van der Zee W, Van Vliet-Vroegindeweij C, et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry* 2007; 76(4): 643-686.
  10. Šolc J. Monte Carlo calculation of dose to water of a  $^{106}\text{Ru}$  COB-type ophthalmic plaque. *Journal of Physics: Conference Series*. IOP Publishing 2008; 102(1).
  11. Chan Maria F, YC Fung A, Chi Hu Y, Amols H, Zaider M, Abramson D. The measurement of three dimensional dose distribution of a ruthenium-106 ophthalmological applicator using magnetic resonance imaging of BANG polymer gels. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE*. 2000; 4: 2431-2432.
  12. Mourão A, Campos TPR. Considerações radiodosimétricas da braquiterapia ocular com iodo-125 e rutênio/ródio-106. *Radiol Bras* 2009; 42: 43-48.
  13. AsgharMowlavi A, Yazdani M. Monte Carlo simulation of two  $^{106}\text{Ru}$  eye plaques in a new mathematical human eye model. *Iranian Journal of Nuclear Medicine* 2008; 16.2.
  14. Sánchez- Reyes A, José Tello J, Guix B, Salvat F. Monte Carlo calculation of the dose distributions of two  $^{106}\text{Ru}$  eye applicators. *Radiotherapy and Oncolog* 1998; 49(2): 191-196.
  15. Dehghannia Rostami Z, Masoudi F, Asadi S. "osimetric comparison of water phantom and complete eye phantom for  $^{125}\text{I}$  and  $^{103}\text{Pd}$  brachytherapy plaques. *Iranian Journal of Nuclear Medicine* 2011; 2(8)

Archive

## *Dosimetric Investigation of Ru-106/Rh-106 Ophthalmic Plaque Brachytherapy in Small-sized Uveal Melanoma Tumors Using Monte Carlo Stimulation*

Samaneh Hashemi<sup>1</sup>,  
Seyyed Mahmood Reza Aghamiri<sup>2</sup>,  
Ramin Jaber<sup>3</sup>,  
Mohammad Mahdi Mojarad Kahani<sup>1</sup>

<sup>1</sup> MSc in Nuclear Medicine Engineering, Faculty of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Professor, Department of Nuclear Medicine, Faculty of Nuclear Engineering, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

<sup>3</sup> Ph.D. in Medical Physics, Cancer Institute, Imam Khomeini Hospital, Tehran, Iran

(Received, 2013 ; Accepted , 2014))

### **Abstract**

**Background and purpose:** Concave eye applicators of Ru-106, a beta emitter source, have a lot of use in brachytherapy of intraocular tumors. This has led to the need of knowing the exact dose distribution caused by beta radiation to the tumor and its normal surrounding tissue. The purpose of this study was the 3D calculation of dose distribution for three Ru-106 plaques: CCA, CCB, and CGD in a human eye model using the MCNP-4C code in treatment of uveal melanoma with 5mm thickness from the sclera surface.

**Material and methods:** In this regard, eye's different parts including the sclera, choroid, retina, cornea, etc., and also Ru-106 plaques with their real properties were simulated by MCNP-4C code. Dose rate of three plaques in tumor and sensitive surrounding tissues were studied

**Results:** According to this study and the ALARA principle (which aims to deliver the maximum dose to the tumor and minimizing the dose to healthy tissues), full knowledge of the shape and size of tumor is essential before treatment by aforementioned plaques. To minimize damage to adjacent healthy tissue using CCA plaques are recommended in treatment of small-sized tumors  $\leq 5$ mm depth.

**Conclusion:** CCA plaque with a lowest absorbed dose in the healthy tissue around the tumor such as sclera and lens showed better results than other studied plaques, thus it is recommended for the treatment of small-sized melanoma tumors.

**Keywords:** Ophthalmic applicators brachytherapy, Ru-106 plaques, dosimetry of ocular plaques, MCNP-4C code