

بررسی دز جذبی بافت‌های چشم راست و چپ در درمان ملانومای مشیمیه‌ای با پلاک COMS حاوی ^{131}Cs با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX

مهرناز باانصاف^۱، علیرضا آزادبر^{۲*}

تاریخ دریافت ۱۴۰۳/۰۵/۲۱ تاریخ پذیرش ۱۴۰۳/۰۷/۲۳

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: براکی‌تراپی با پلاک چشمی روشی مناسب برای درمان ملانومای مشیمیه‌ای است. در براکی‌تراپی تومورهای چشمی، رادیوایزوتوپ ^{131}Cs پتانسیل رساندن بیشترین دز به بافت سرطانی و کمترین دز به بافت‌های سالم برسد. هدف از این مطالعه، بررسی دز دریافتی تومور ملانومای مشیمیه‌ای و بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم‌های چشم و آب از یک پلاک COMS حاوی دانه‌های ^{131}Cs با شبیه‌سازی در کد MCNPX است.

مواد و روش کار: ابتدا دو چشم انسان با جزئیات کامل، تومور ملانومای مشیمیه‌ای با ارتفاع ۸ mm در چشم راست، پلاک چشمی COMS به قطر ۱۶ میلی‌متر حاوی ۱۳ چشمه دانه‌ای ^{131}Cs که عمود بر تومور قرار دارد، در محیطی با ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ در کد MCNPX شبیه‌سازی شدند. سپس دز جذبی حاصل از یک واپاشی در تومور و سایر بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم‌های چشم و آب شبیه‌سازی‌شده و بر اساس آن، دز انباشت در طول درمان در این بافت‌ها محاسبه شد.

یافته‌ها: برای رساندن ۸۵ Gy دز انباشت به رأس تومور در مدت ۷ روز، اکتیویته ۱۳ دانه ^{131}Cs برای فانتوم چشم باید برابر با ۲۱/۸۶ mCi و برای فانتوم آب باید برابر با ۲۲/۲۲ mCi باشد. در فانتوم آب، این اکتیویته موجب جذب به ترتیب ۱۷/۳۶ Gy و ۱/۴۴ Gy دز انباشت بیشتر در بافت‌های چشم راست و چشم‌چپ نسبت به فانتوم چشم می‌شود.

بحث و نتیجه‌گیری: در این مطالعه، دز انباشت بافت‌های سالم اطراف تومور در فانتوم چشم کمتر از فانتوم آب است که در توافق با نتایج سایر مطالعات است. بنابراین با محاسبه اکتیویته یا زمان درمان با استفاده از فانتومی که بر اساس ابعاد واقعی چشم بیمار و تومور داخل آن تعریف شده باشد، می‌توان از پرتوگیری بیشتر بافت‌های سالم مجاور تومور جلوگیری کرد که آن‌هم منجر به کاهش اثرات تصادفی و غیر تصادفی می‌شود.

کلیدواژه‌ها: ملانومای مشیمیه‌ای؛ براکی‌تراپی؛ پلاک COMS؛ ^{131}Cs ؛ کد MCNPX.

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و پنجم، شماره ششم، ص ۴۶۶-۴۵۶، شهریور ۱۴۰۳

آدرس مکاتبه: گروه مهندسی پرتوپزشکی، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران تلفن: ۰۹۱۱۲۳۶۳۱۵۹

Email: Al.azadbar@iau.ac.ir

مقدمه

حفظ بینایی وجود داشته باشد، درمان‌هایی همچون لیزر درمانی، سرما درمانی، شیمی‌درمانی و پرتودرمانی مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ در غیر این صورت، تخلیه چشم بهترین گزینه درمانی است (۳-۶).

براکی‌تراپی رایج‌ترین روش پرتودرمانی تومورهای ملانومای مشیمیه‌ای است که توسط پلاکی از جنس آلیاژ طلا یا فولاد ضدزنگ که ماده رادیواکتیو به صورت یکنواخت روی آن پخش شده و یا به شکل دانه درون آن جایگذاری شده، انجام می‌شود. در حال

ملانومای چشمی یکی از سرطان‌های نادر اما خطرناک در بزرگسالان است که در ۷۰ تا ۹۰ درصد از موارد در مشیمیه بروز می‌کند و تومورهای آن معمولاً مخروطی شکل است (۱، ۲). این تومور معمولاً در قسمت خلفی چشم رشد می‌کند، قاعده آن ناحیه داخلی صلبیه را می‌پوشاند، رأس آن به سمت زجاجیه کشیده می‌شود و در نهایت محیط داخلی چشم را در بر می‌گیرد (۳، ۴). اگر اندازه و مکان تومور به نحوی باشد که امیدی برای

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد پرتوپزشکی، گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده فنی مهندسی، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

^۲ استادیار مهندسی هسته‌ای - پرتوپزشکی، گروه مهندسی پرتوپزشکی، دانشکده فنی مهندسی، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران (نویسنده مسئول)

اما شبیه‌سازی محدودیت روش‌های تجربی را ندارند و می‌توانند نتایجی با دقت بالا به دست دهند (۱۰، ۱۵-۱۷).

جدول (۱). فوتون‌های ساطع‌شده از ^{131}Cs (۱۴).

انرژی (KeV)	احتمال تابش (%)
۴/۱	۰/۰۴۶۰
۴/۵	۰/۰۴۲۵
۲۹/۴	۰/۲۱۴۸
۲۹/۸	۰/۳۹۷۸
۳۳/۵	۰/۰۳۷۳
۳۳/۶	۰/۰۷۲۴
۳۴/۴	۰/۰۲۳۱

ماریل لسپرانس و همکارانش در سال ۲۰۱۴ محاسبات دزیمتری برای تریای پلاک COMS حاوی دانه‌های ^{125}I ، ^{131}Cs و ^{103}Pd با استفاده از کد مونت‌کارلو EGSnrc در یک فانتوم آب و یک فانتوم چشم واقع‌گراییه آناتومیک را انجام دادند. نتایج این مطالعه نشان داد که دزهای جذبی در مدل چشم به‌طور قابل‌توجهی با دزهای جذبی در فانتوم آب و محاسبه‌شده توسط TG-43، متفاوت است. علاوه بر این، دز تحویلی به تومور در مدل چشم برای ^{103}Pd بالاترین، و برای ^{131}Cs کمترین مقدار بوده و برای سایر بافت‌ها، دز تحویلی ^{103}Pd کمترین و ^{131}Cs بالاترین مقدار است (۱۰).

آتیة ابراهیمی و همکارانش در سال ۲۰۱۸ دز جذبی مدل چشم واقعی و چهار مدل دیگر با تومور ملانوما با اندازه متوسط در براکی‌ترای با پلاک COMS ۱۲ میلی‌متری حاوی ^{103}Pd ، ^{131}Cs و ^{125}I را مقایسه کردند. نتایج به‌دست‌آمده از این مطالعه نشان داد که دزهای تخمینی دریافت شده توسط بافت‌های مختلف چشم به‌شدت به مدل مورد استفاده بستگی دارند و استفاده از یک مدل چشم غیرواقعی منجر به تخمین اشتباه دز برای برخی از بافت‌های چشم می‌شود. علاوه بر این، ^{131}Cs یکنواخت‌ترین توزیع دز در ناحیه تومور را با ضریب تغییرات ۳۳ درصد، به دست می‌دهد (۱۶). در مطالعه‌ای دیگر، فرهاد مسعودی و همکارانش در سال ۲۰۲۰ تأثیر توزیع نانو ذرات طلا در براکی‌ترای تومور چشم انسان بر دز دریافتی تومور و سایر بافت‌های سالم را با استفاده از کد مونت‌کارلو MCNPX بررسی کردند. در این مطالعه یک فانتوم چشم انسان حاوی بافت‌ها و مواد واقعی با یک تومور معمولی در گوشه آن که با سه الگوی مختلف توزیع نانو ذرات طلا پر شده و به‌وسیله پلاک COMS حاوی سیزده دانه ^{131}Cs درمان می‌شود؛ شبیه‌سازی شد. استفاده از نانو ذرات طلا زمان موردنیاز برای استفاده از پلاک برای رسیدن به دز پرتودرمانی تجویز شده برای

حاضر BEBIG، COMS و EYE PHYSICS رایج‌ترین پلاک‌های چشمی هستند. گروه همکاری جهت مطالعه ملانوما چشمی که طراح پلاک‌های COMS است، در گزارش شماره ۱۶ خود که در دسامبر ۲۰۰۱ منتشر شده، ۱۳۱۷ بیمار با ملانوما مشیمی‌ای را از سال ۱۹۸۷ تا ۱۹۹۸ مورد ارزیابی قرار دادند. ۶۶۰ بیمار به‌طور آماری برای تخلیه چشم و ۶۵۷ بیمار برای براکی‌ترای با پلاک حاوی دانه ^{125}I تفکیک شدند. نتایج این مطالعه نشان داد که مرگ‌ومیر ناشی از براکی‌ترای تفاوتی با تخلیه چشم ندارد؛ پس براکی‌ترای می‌تواند جایگزین خوبی به‌جای تخلیه چشم باشد (۷). به خاطر ابعاد کوچک و بافت حساس چشم، در براکی‌ترای تومورهای چشمی از درمان با دز پایین (LDR) استفاده می‌شود. رادیو ایزوتوپ‌های مختلفی در براکی‌ترای تومورهای چشمی قابل‌استفاده هستند که در این میان ^{125}I ، ^{106}Ru ، ^{192}Ir ، ^{103}Pd و ^{131}Cs کاربرد بیشتری دارند (۸-۱۰). سزیم-۱۳۱ (^{131}Cs) با نیمه‌عمر ۹/۶۸۹ روز، ۱۰۰ درصد از طریق گیراندازی الکترون به ایزوتوپ زنون-۱۳۱ واپاشی می‌کند و در این حین چند فوتون ایکس مشخصه تابش می‌کند که اطلاعات آن‌ها در جدول ۱ قابل‌مشاهده است. از این چشمه چند الکترون اوزه با انرژی پایین نیز تابش می‌شود؛ اما چون در حفاظ چشمه جذب می‌شوند، عملاً قابل‌چشم‌پوشی هستند. ^{131}Cs نسبت به ^{125}I و ^{103}Pd انرژی متوسط فوتون کمی بیشتر، آهنگ دز بیشتر و نیمه‌عمر کمتری دارد (۱۱). این ویژگی موجب کاهش زمان درمان در کنار حفظ کیفیت آن و همچنین کاهش پرتوگیری خانواده بیمار و کارکنان درمانی می‌شود؛ از این‌رو در این مطالعه از چشمه ^{131}Cs در شبیه‌سازی‌ها استفاده می‌شود.

یکی از مسائل مهم در استفاده از پرتوهای یوننده برای تشخیص و درمان بیماری‌ها، تأثیرات ثانویه آن‌ها بر بافت‌های سالم و حساس بدن است. این اثرات ثانویه که وابسته به دز دریافتی بافت است و شامل اثرات تصادفی و غیر تصادفی می‌شود، می‌تواند بروز سرطان، التهاب، کوتاهی عمر و یا مرگ بافت باشد. هدف از درمان در براکی‌ترای، رساندن دز تجویزی به تومور و کمترین دز ممکن به بافت‌های سالم است (۱۲، ۱۳).

برای رسیدن به این هدف، نیاز است دز جذبی تومور و سایر بافت‌های اطراف به‌دقت اندازه‌گیری شود تا امکان پیش‌بینی عوارض ثانویه ناشی از درمان فراهم شود. دز جذبی را می‌توان با روش‌های تجربی و یا شبیه‌سازی به دست آورد. روش‌های تجربی شامل استفاده از فانتوم فیزیکی چشم با TLD و یا فیلم رادیوکرومیک است که به دلیل ابعاد کوچک و یکسان بودن ماده فانتوم و حساسیت متفاوت آشکارسازها، دقت بسیار پایینی دارند؛

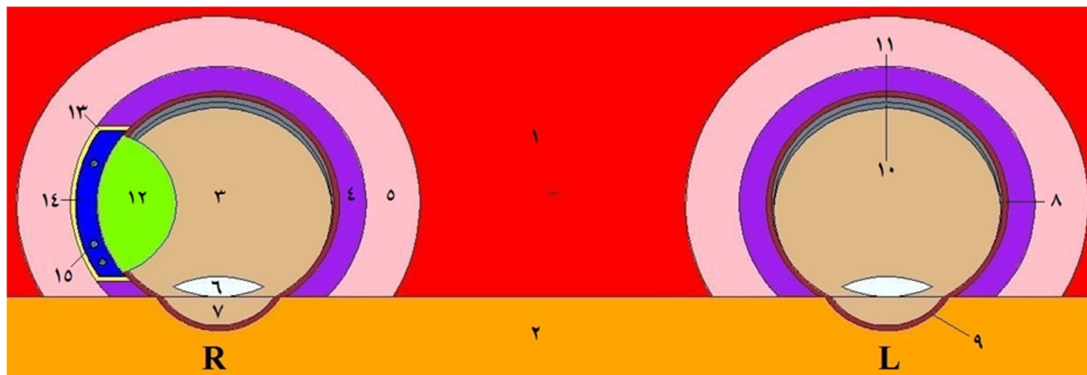
COMS با قطر ۱۶ mm انتخاب می‌شود. در ادامه سطوح و سلول‌های پلاک COMS، حامل سیلاستیک دانه‌ها و ۱۳ چشمه دانه‌ای ^{131}Cs مدل CS-۱ که داخل حامل و پلاک هستند، بر اساس اطلاعات فیزیکی آن‌ها به نحوی طراحی می‌شوند که عمود بر قاعده تومور باشند. اطلاعات چشمه‌ها همچون نوع پرتوهای تابش شده از ^{131}Cs ، انرژی و درصد تابش آن‌ها (جدول ۱)، محل و جهت قرارگیری چشمه‌ها، جهت تابش پرتوها و ... برای تعریف کارت چشمه نوشته می‌شود و در پایان برای به دست آوردن دز جذبی در بافت‌های چشم راست، چشم چپ و تومور، از تالی F۶ استفاده می‌شود. شکل ۱ شماتیک کاملی از هندسه تعریف شده در این مطالعه را ارائه می‌دهد. در براکی‌تراپی تومورهای چشمی دز جذبی باید با فاصله از پلاک کاهش یابد تا بیشترین دز به تومور و کمترین آسیب به بافت سالم اطراف تومور وارد شود. از این رو بررسی دز عمقی پلاک مهم است (۱۵-۱۷). برای محاسبه دز عمقی یک واپاشی ابتدا فانتوم آبی با ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ در کد MCNPX شبیه‌سازی شده و مطابق شکل ۲، پلاک COMS حاوی ۱۳ دانه ^{131}Cs در آن تعریف شده و دز عمقی در بلوک‌هایی با عرض 0.5 cm ، محاسبه می‌شود. با تغییر ماده درون فانتوم از آب به بافت نرم چشم، این شبیه‌سازی‌ها مجدداً انجام می‌شود.

تومور را کاهش داده که باعث کاهش دز تابش رسیده به بافت‌های سالم نیز می‌شود (۱۷).

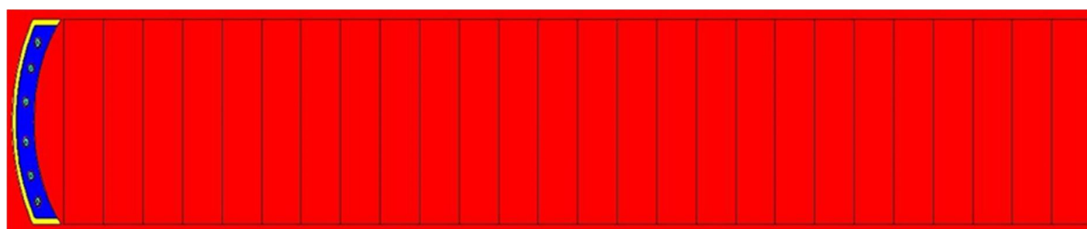
در اکثر مطالعات انجام شده، تمرکز اصلی بر توزیع دز در چشم حاوی تومور است و عمدتاً چشم سالم و میزان دز جذبی در هر بافت در طی براکی‌تراپی نادیده گرفته می‌شود. در این مطالعه، دز رسیده به تومور ملانومای مشیمیه‌ای و بافت‌های چشم راست و چپ با ترکیب واقعی آن‌ها و ترکیب آب در یک فانتوم دقیق‌تر با استفاده از ابزار شبیه‌سازی مونت‌کارلو MCNPX نسخه ۲/۶، در درمان با پلاک چشمی COMS به قطر ۱۶ mm و ۱۳ عدد چشمه دانه‌ای ^{131}Cs مورد بررسی قرار می‌گیرد.

مواد و روش کار

در این مطالعه ابتدا با استفاده از قابلیت تعریف هندسه سه‌بعدی در کد مونت‌کارلو MCNPX، سطوح و سلول‌های چشم راست، تومور ملانومای مشیمیه‌ای به ارتفاع ۸ mm و چشم چپ بر اساس اطلاعات پزشکی از آناتومی چشم و با تقریب کروی بودن بافت‌های آن، در داخل مکعبی با ابعاد $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ تعریف می‌شود. اندازه پلاک باید به نحوی انتخاب شود که بتواند قاعده تومور را کاملاً پوشش دهد؛ به این خاطر در این مطالعه پلاک



شکل (۱): چشم راست (R) و چشم چپ (L) شبیه‌سازی شده در MCNPX همراه با تومور و پلاک COMS. اجزای طراحی شده عبارتند از: ۱. بافت نرم مغز؛ ۲. هوا؛ ۳. زجاجیه؛ ۴. بافت نرم بین چشم و حلقه؛ ۵. استخوان حلقه؛ ۶. عدسی؛ ۷. زلالیه؛ ۸. صلبیه؛ ۹. قرنیه؛ ۱۰. مشیمیه؛ ۱۱. شبکه؛ ۱۲. تومور؛ ۱۳. پلاک طلا؛ ۱۴. حامل سیلاستیک و ۱۵. چشمه دانه‌ای ^{131}Cs .



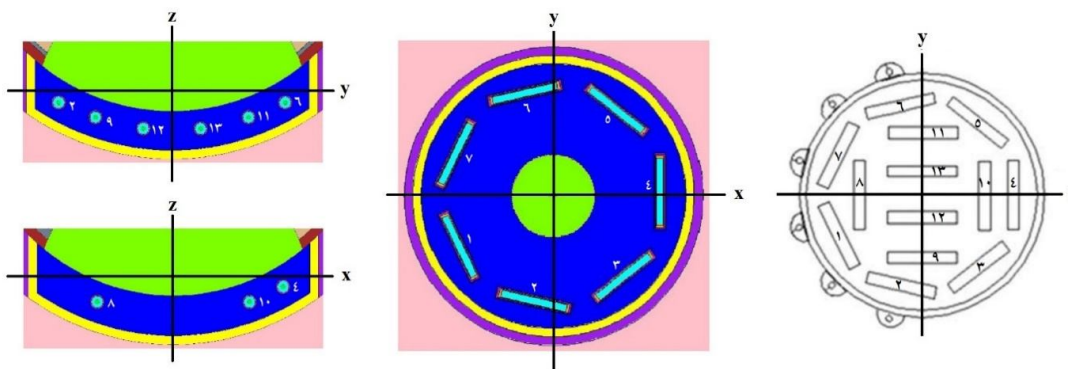
شکل (۲): هندسه تعریف شده در کد MCNPX برای محاسبه دز عمقی پلاک حاوی ۱۳ دانه ^{131}Cs .

پلاک COMS

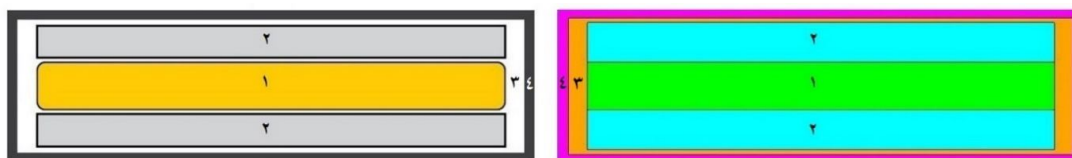
پلاک‌های COMS ساختار دایره‌ای شکل دارند و در اندازه‌های مختلف با قطر ۱۰، ۱۲، ۱۴، ۱۶، ۱۸، ۲۰ و ۲۲ mm با تعداد چشمه به ترتیب ۵، ۸، ۱۳، ۲۱، ۲۴ و ۲۱ دانه ساخته شده‌اند. پوشش پلاک بخشی از پوسته کروی به ضخامت ۰/۵ mm و شعاع بیرونی ۱۵/۵ mm است که در یک قسمت استوانه‌ای به طول ۲/۷۵ mm محدود می‌شود. پلاک از آلیاژ طلا با چگالی 19.3 gr/cm^3 ساخته می‌شود و اندازه آن با توجه به قطر داخلی سیلندر تعیین می‌شود. چشمه‌ها در یک میلی‌متری از سطح مقعر پلاک در حامل سیلاستیکی با چگالی 1.12 gr/cm^3 که درون بخش مقعر از پوشش آلیاژی ثابت می‌شود، جای می‌گیرند. انحنای شعاع داخلی پلاک ۱۲/۳ mm است (۹). در این مطالعه از پلاک COMS با قطر ۱۶ mm استفاده شده است. طراحی این پلاک با جزئیات کامل در شکل‌های ۱ و ۳ قابل مشاهده است.

چشمه ^{131}Cs

چشمه ^{131}Cs طراحی شده در این مطالعه بر اساس مدل CS-1 است که توسط IsoRay Medical Inc تولید و عرضه می‌شود. چشمه CS-1 شامل یک لوله تیتانیومی با قطر خارجی ۰/۸ mm، ضخامت ۰/۰۵ mm و قطر داخلی ۰/۷ mm است. مارکر اشعه x، یک سیم طلا به قطر ۰/۲۵ mm است. سیم طلا با یک پوشش شیشه یا سرامیک به قطر داخلی و خارجی ۰/۴ mm و ۰/۶۵ mm پوشیده شده که حاوی رادیوایزوتوپ ^{131}Cs است. حداکثر طول چشمه ۴/۷ mm و طول لوله ۴/۵ mm است و ۰/۱ mm ضخامت برای درپوش هر دو انتهای لوله در نظر گرفته شده است. هسته مرکزی ۴/۲ mm طول دارد. فضای آزاد بین هسته مرکزی و لوله، جهت جوشکاری درپوش‌های انتهایی لوله و جایگذاری هسته در لوله است (۱۱). شکل ۴ شماتیکی از چشمه CS-1 واقعی و شبیه‌سازی شده در این مطالعه را نشان می‌دهد.



شکل (۳): شماتیکی از پلاک ۱۶ میلی‌متری COMS (راست) (۹)؛ و شبیه‌سازی همین پلاک در MCNPX (مرکز و چپ) در مختصات دکارتی.

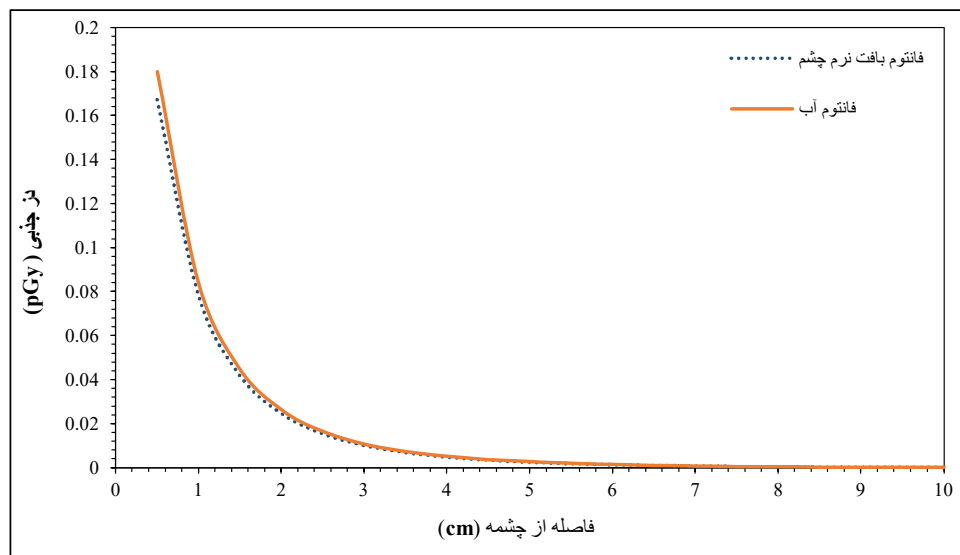


شکل (۴): شماتیکی از چشمه ^{131}Cs مدل CS-1 (راست) (۱۸) و چشمه شبیه‌سازی شده در MCNPX (چپ). اجزای طراحی شده عبارتند از: ۱. سیم طلا؛ ۲. سرامیک حاوی ^{131}Cs ؛ ۳. فضای خالی (هوا) و ۴. کپسول تیتانیومی.

یافته‌ها

برنامه نوشته شده برای بررسی دز عمقی (مطابق با شکل ۲) یک‌بار برای عناصر تشکیل دهنده آب (فانتوم آب) و بار دیگر برای حالتی که بافت نرم چشم در داخل مکعب وجود دارد (فانتوم بافت نرم چشم)، اجرا شد. نتایج این شبیه‌سازی‌ها در شکل ۵ ارائه شده است.

مطابق شکل ۵، تغییرات دز با فاصله در فانتوم آب و بافت نرم چشم روندی نزولی دارد؛ پس پلاک COMS با چشمه ^{131}Cs می‌تواند در براکی‌ترابی تومورهای چشمی مورد استفاده قرار گیرد. اختلاف اندکی بین نتایج دز عمقی پلاک COMS حاوی ۱۳ دانه ^{131}Cs در فانتوم آب و بافت نرم چشم وجود دارد؛ به‌طوری‌که می‌توان آن‌ها را تقریباً معادل هم دانست.



شکل (۵): مقایسه دز عمقی یک واپاشی برای پلاک COMS حاوی ^{131}Cs دانه ۱۳ در فانتوم آب و بافت نرم چشم.

شبکیه و عدسی چشم راست بیشترین دز را در خود جذب کرده‌اند. در چشم چپ نیز استخوان حدقه، بافت نرم اطراف چشم و درنهایت قرنیه و صلبیه بیشترین دز جذبی را دارند. برای فانتوم آب، کل دز جذب‌شده در چشم راست برابر با $1/19601 \text{ pGy}$ است که $60/49\%$ در کل تومور جذب می‌شود. کل دز جذب‌شده در چشم چپ برابر با $0/04728 \text{ pGy}$ است که در مقایسه با چشم راست، تقریباً 253% مرتبه کوچک‌تر است. بعد از تومور و رأس آن، به ترتیب زجاجیه، قرنیه و صلبیه، شبکیه و عدسی چشم راست بیشترین دز را در خود جذب کرده‌اند. در چشم چپ نیز استخوان حدقه، میسمیه و درنهایت بافت نرم اطراف چشم بیشترین دز جذبی را دارند.

در ادامه برنامه نوشته‌شده مطابق شکل ۱، یک بار برای چگالی جرمی و عناصر واقعی تشکیل‌دهنده بافت‌ها (فانتوم چشم) و بار دیگر برای حالتی که آب در داخل همه بافت‌ها وجود دارد (فانتوم آب)، اجرا شد. نتایج این شبیه‌سازی‌ها که در جدول ۲ قابل مشاهده است، دز جذبی ناشی از یک واپاشی رادیوایزوتوپ ^{131}Cs را به دست می‌دهد. لازم به ذکر است که خطای نسبی این شبیه‌سازی‌ها برابر با $1/1\%$ درصد است.

برای فانتوم چشم، کل دز جذب‌شده در چشم راست برابر با $1/230741 \text{ pGy}$ است که $61/35\%$ در کل تومور جذب می‌شود. کل دز جذب‌شده در چشم چپ برابر با $0/01293 \text{ pGy}$ است که در مقایسه با چشم راست، تقریباً 952% مرتبه کوچک‌تر است. بعد از تومور و رأس آن، به ترتیب زجاجیه، قرنیه و صلبیه،

جدول (۲): دز جذبی یک واپاشی در بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم چشم و فانتوم آب برحسب pGy

بافت	رأس تومور	کل تومور	شبکیه راست	میسمیه راست	عدسی راست	زلالیه راست
فانتوم چشم	$0/2209446$	$0/7550637$	$0/0661749$	$0/0606474$	$0/0650591$	$0/0531324$
فانتوم آب	$0/2071356$	$0/7234082$	$0/0729556$	$0/0667697$	$0/0714791$	$0/0539762$
اختلاف (%)	$6/45$	$4/28$	$9/75$	$9/61$	$9/4$	$1/49$
بافت	قرنیه و صلبیه راست	استخوان حدقه راست	زجاجیه راست	بافت نرم راست	عدسی چپ	زلالیه چپ
فانتوم چشم	$0/0689738$	$0/0467983$	$0/0884697$	$0/0264214$	$0/000221$	$0/000483$
فانتوم آب	$0/0746649$	$0/0138703$	$0/0899154$	$0/0289710$	$0/004322$	$0/005266$
اختلاف (%)	$7/92$	$108/55$	$1/62$	$9/21$	$180/54$	$166/39$
بافت	قرنیه و صلبیه چپ	استخوان حدقه چپ	شبکیه چپ	میسمیه چپ	زجاجیه چپ	بافت نرم چپ
فانتوم چشم	$0/0001069$	$0/0007389$	$0/000643$	$0/000964$	$0/0001003$	$0/0001158$
فانتوم آب	$0/0006362$	$0/0006663$	$0/0006316$	$0/000514$	$0/0005481$	$0/0006361$
اختلاف (%)	$142/46$	$10/33$	$163/04$	$144/34$	$138/18$	$138/4$

رأس تومور برسد. با فرض اینکه دز در حداکثر زمان ممکن یعنی ۷ روز اعمال می‌شود، باید اکتیویته ۱۳ دانه ^{131}Cs موجود در پلاک برای فانتوم چشم برابر با $21/86 \text{ mCi}$ (معادله ۲) و برای فانتوم آب برابر با $23/32 \text{ mCi}$ (معادله ۳) باشد.

$$85 = 2.209 \times 10^{-13} \times A_0 \times \frac{9.689 \times 86400}{\ln(2)} \left(1 - e^{-\frac{\ln(2)}{9.689} \times 7}\right) \quad (2)$$

$$85 = 2.071 \times 10^{-13} \times A_0 \times \frac{9.689 \times 86400}{\ln(2)} \left(1 - e^{-\frac{\ln(2)}{9.689} \times 7}\right) \quad (3)$$

با استفاده از اکتیویته‌های محاسبه شده در معادلات ۲ و ۳، دز انباشت شده در مدت ۷ روز در بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم چشم و فانتوم آب محاسبه شده و در جدول ۳ قابل مشاهده است. نتایج این جدول نشان می‌دهد که به‌جز در رأس تومور که مبنای محاسبات است و استخوان حدقه چشم راست و چپ که در آن چگالی جرمی و عدد اتمی مؤثر بیشتر از آب است؛ دز انباشت در همه بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم آب بیشتر از فانتوم چشم است.

بر اساس توصیه‌های گروه COMS و انجمن براکی‌تراپی آمریکا (ABS)، دز تجویزی برای تومورهایی با ارتفاع بیشتر از ۵ mm، ۸۵ Gy بر روی رأس تومور و برای تومورهای با ارتفاع کمتر از ۵ mm، ۸۵ Gy در ارتفاع ۵ میلی‌متری است که در مدت ۳ تا ۷ روز متوالی اعمال می‌شود (۱۱). برای محاسبه دز انباشت شده حاصل از پلاک COMS در بخش‌های مختلف چشم راست و چپ در بازه زمانی تعیین شده برای درمان، از معادله ۱ می‌توان استفاده کرد (۱۹).

$$D(T) = \frac{\langle E \rangle}{m} A_0 \frac{T_{\frac{1}{2}}}{\ln(2)} \left(1 - e^{-\frac{\ln(2)}{T_{\frac{1}{2}}} T}\right) \Big|_0^T \quad (1)$$

که در آن $D(T)$ دز انباشت شده در بافت هدف در بازه زمانی T ؛ $\frac{\langle E \rangle}{m}$ دز جذبی بافت هدف برای یک واپاشی ماده رادیواکتیو چشمه؛ A_0 اکتیویته اولیه چشمه و $T_{\frac{1}{2}}$ نیز نیمه‌عمر فیزیکی چشمه است.

در این مطالعه، ارتفاع تومور تعریف شده ۸ mm است؛ پس برای درمان مؤثر تومور با رادیوایزوتوپ ^{131}Cs باید ۸۵ Gy دز به

جدول (۳): دز انباشت بافت‌های چشم راست و چپ در فانتوم چشم و فانتوم آب برحسب pGy

بافت	رأس تومور	کل تومور	شبکیه راست	مشیمیه راست	عدسی راست	زلالیه راست
فانتوم چشم	۸۵	۲۹۰/۵۶	۲۵/۴۶	۲۳/۳۴	۲۵/۰۴	۲۰/۴۵
فانتوم آب	۸۵	۲۹۶/۹۷	۲۹/۹۵	۲۷/۴۱	۲۹/۳۴	۲۲/۱۶
اختلاف (%)	۰/۰	۲/۱۸	۱۶/۲۱	۱۶/۰۴	۱۵/۸۱	۸/۰۳
بافت	قرنیه و صلبیه راست	استخوان حدقه راست	زجاجیه راست	بافت نرم راست	عدسی چپ	زلالیه چپ
فانتوم چشم	۲۶/۵۴	۱۸/۰۱	۳۴/۰۴	۱۰/۱۷	۰/۰۰۸۵	۰/۰۱۸۶
فانتوم آب	۳۰/۶۵	۵/۶۹	۳۶/۹۱	۱۱/۸۹	۰/۱۷۷	۰/۲۱۶
اختلاف (%)	۱۴/۳۷	۱۰۳/۹۷	۸/۰۹	۱۵/۵۹	۱۸۱/۶۷	۱۶۸/۲۹
بافت	قرنیه و صلبیه چپ	استخوان حدقه چپ	شبکیه چپ	مشیمیه چپ	زجاجیه چپ	بافت نرم چپ
فانتوم چشم	۰/۰۴۱۱	۰/۲۸۴۳	۰/۰۲۵	۰/۰۳۷	۰/۰۳۸۶	۰/۰۴۴۶
فانتوم آب	۰/۲۶۱	۰/۲۷۴	۰/۲۵۹	۰/۲۶۷	۰/۲۲۵	۰/۲۶۱
اختلاف (%)	۱۴۵/۵۸	۳/۶۹	۱۶۴/۷۹	۱۵۱/۳۲	۱۴۱/۴۳	۱۴۱/۶۲

بحث و نتیجه گیری

در این مطالعه با استفاده از کد مونت کارلو MCNPX و شبیه‌سازی دو چشم انسان و پلاک COMS به قطر ۱۶ mm که حاوی ۱۳ عدد چشمه دانه‌ای ^{131}Cs است، درمان یک تومور ملانومای مشیمیه‌ای با ارتفاع ۸ mm در چشم راست از طریق براکی‌تراپی LDR شبیه‌سازی شد و دز رسیده به تومور و سایر بخش‌های چشم راست و چشم چپ با ترکیب واقعی آن‌ها و همچنین با ترکیب آب مورد بررسی قرار گرفت. بر اساس نتایج این شبیه‌سازی‌ها، دز جذب شده یک واپاشی در رأس تومور، کل تومور

و کل چشم راست در فانتوم چشم به ترتیب تقریباً برابر با ۰/۲۲۱ و ۰/۷۵۵ pGy و ۱/۲۳۱ pGy، و برای فانتوم آب به ترتیب تقریباً برابر با ۰/۷۲۳، ۰/۲۱ و ۱/۱۹۶ pGy است که با درصد اختلاف به ترتیب ۴۵/۴۵ درصد، ۴/۲۸ درصد و ۲/۸۸ درصد، دز جذبی فانتوم چشم راست بیشتر از فانتوم آب است که آن هم می‌تواند ناشی از چگالی و عدد اتمی مؤثر بالاتر فانتوم چشم نسبت به فانتوم آب و همچنین افت سریع دز عمقی باشد. با این حال این اختلاف برای زلالیه و زجاجیه کمتر از ۲ درصد و برای شبکیه، مشیمیه، عدسی، بافت نرم اطراف چشم، قرنیه و صلبیه کمتر از ۱۰ درصد است. اختلاف تقریباً

۱۰۹ درصد در دز جذبی استخوان حدقه چشم راست می‌تواند ناشی از اختلاف زیاد چگالی و عدد اتمی مؤثر بالاتر استخوان نسبت به آب باشد. دز جذبی استخوان حدقه یکی از عوامل اصلی اختلاف دز جذبی چشم راست در فانتوم چشم نسبت به فانتوم آب است.

در این مطالعه دز جذبی چشم سالم که در اینجا چشم چپ است، مورد بررسی قرار گرفته که به ندرت در سایر مطالعات انجام شده است. دز جذب شده یک واپاشی در چشم چپ در فانتوم آب برابر با 0.004728 pGy است که با درصد اختلاف $114/1$ درصد، بیشتر از دز جذبی 0.01293 pGy این چشم در فانتوم چشم است. این اختلاف زیاد می‌تواند ناشی از معادل آب قرار دادن بافت استخوانی حدقه راست و چپ باشد. چگالی و عدد اتمی مؤثر استخوان بیشتر از آب است؛ در نتیجه در یک میدان پرتویی با انرژی پایین، دز بیشتری نسبت به آب جذب می‌کند و موجب کاهش دز رسیده به بافت‌های پشت آن می‌شود.

هنگامی که اکتیویته لازم برای اعمال دز انباشت 85 Gy در رأس تومور در طول یک هفته درمان در فانتوم چشم و آب با استفاده از معادله ۱ محاسبه می‌شود، اکتیویته ^{131}Cs دانه موجود در پلاک COMS برای فانتوم چشم برابر با $21/86 \text{ mCi}$ و برای فانتوم آب برابر با $23/32 \text{ mCi}$ به دست می‌آید. دلیل پایین‌تر بودن اکتیویته دانه‌ها در فانتوم چشم نسبت به فانتوم آب، بیشتر بودن دز جذبی حاصل از یک واپاشی در رأس تومور در فانتوم چشم است. با وجود بیشتر بودن دز جذبی حاصل از یک واپاشی در بافت‌های چشم راست فانتوم چشم، اکتیویته بالاتر دانه‌ها در فانتوم آب موجب بیشتر شدن دز انباشت در بافت‌های چشم راست این فانتوم می‌شود. در مورد چشم چپ نیز باید گفت که دز جذبی یک واپاشی در فانتوم آب بیشتر از فانتوم چشم است و اکتیویته بالاتر دانه‌ها در فانتوم آب، موجب افزایش مضاعف دز انباشت این چشم در فانتوم آب می‌شود.

در نتیجه برای اعمال دز درمانی 85 Gy به رأس تومور ملانومای مشیمیه‌ای با ارتفاع 8 mm توسط پلاک COMS با ^{131}Cs دانه آب نیاز است. همین اکتیویته کمتر موجب کاهش دز دریافتی بافت‌های چشم می‌شود. در حالی که اگر از اکتیویته محاسبه شده بر اساس فانتوم آب در مطالعات واقعی استفاده شود، بین 1 Gy تا 5 Gy دز بیشتر به بافت‌های سالم چشم بیمار اعمال می‌شود. در مورد چشم سالم، دز دریافتی بافت‌ها در فانتوم چشم بیش از 140 درصد از نتایج فانتوم آب کمتر است. به بیان دیگر، اگر اکتیویته مورد استفاده برای درمان تومور مقدار ثابتی باشد؛ محاسبات بر پایه فانتوم آب موجب برآورد زمان درمان بیشتری

نسبت به فانتوم چشم می‌شود که آن هم در عمل موجب دز جذبی بیشتری در بافت‌های چشم می‌شود؛ پس در هر حالت، استفاده از فانتوم آب در محاسبات درمان تومور مشیمیه‌ای موجب پرتوگیری بیشتر بافت‌های چشم می‌شود.

آتیه ابراهیمی و همکارانش با بررسی دز جذبی تومور ملانومای مشیمیه‌ای از پلاک COMS ^{131}Cs حاوی ^{103}Pd دانه 8 دانه ^{131}Cs و ^{125}I در مدل چشم واقعی و چهار مدل دیگر دریافتند که دز جذبی بافت‌های مختلف چشم به شدت به مدل مورد استفاده بستگی دارند و هر چه مدل چشم غیرواقعی‌تر باشد، خطای اندازه‌گیری دز جذبی بیشتر است. در این مطالعه، دز کل تومور در مدل واقعی به طور قابل توجهی کمتر از سایر مدل‌ها است (16). در مطالعه حاضر با وجود استفاده از پلاک COMS ^{131}Cs حاوی ^{103}Pd برای درمان تومور ملانومای مشیمیه‌ای، دز انباشت کل تومور و سایر بافت‌ها (به جز استخوان حدقه) در فانتوم چشم کمتر از فانتوم آب است که این نتیجه با مطالعه ابراهیمی و همکارانش (16) در توافق است.

رادیو ایزوتوپ‌های ^{131}Cs و ^{125}I فوتون‌هایی تا انرژی 35 KeV تابش می‌کنند که برای این فوتون‌ها، اثر فوتوالکتریک برهمکنش غالب است و لایه‌های سطحی بافت می‌توانند از رسیدن این فوتون‌ها به اندام‌ها یا بافت‌های عمیق‌تر جلوگیری کنند. در چنین مواردی، شکل، اندازه و محل تومور ممکن است به میزان قابل توجهی بر دز آن و سایر بافت‌ها تأثیر بگذارد. علاوه بر این، نوع چشمه تأثیر قابل توجهی بر دز جذبی بافت‌ها ندارد؛ اما ^{131}Cs می‌تواند توزیع دز یکنواخت‌تری در ناحیه تومور اعمال کند (16).

بر اساس این نتایج، در بحث درمان تومورهای ملانومای مشیمیه‌ای با استفاده از پلاک‌های COMS، فارغ از نوع چشمه رادیواکتیو، استفاده از فانتوم آب برای محاسبات دزیمتری در هر دو چشم دقت لازم را ندارد و استفاده از فانتوم چشم که بر اساس ابعاد و مواد واقعی چشم بیمار و تومور داخل آن تعریف شده باشد، گزینه مناسب‌تری برای شبیه‌سازی است؛ چون محاسبات دزیمتری بر اساس این فانتوم، نتایج دقیق‌تری به دست می‌دهند و با استفاده از آن می‌توان از پرتوگیری بیشتر بافت‌های سالم مجاور تومور جلوگیری کرد.

یکی از مسائل مهم در استفاده از پرتوهای یوننده برای تشخیص و درمان بیماری‌ها، تأثیرات ثانویه آن‌ها بر سایر بافت‌های بدن است. کمیسیون بین‌المللی حفاظت پرتوشناختی (ICRP) که مسئولیت تهیه راهنمای ایمنی در برابر تابش را بر عهده دارد؛ به صورت دوره‌ای حدودی را برای پرتوگیری شغلی و پرتوگیری افراد جامعه تعیین کرده است؛ اما برای پرتوگیری پزشکی تاکنون هیچ حد دز خاصی را توصیه نکرده و تنها بر این نکته اشاره کرده

است که استفاده از پرتو باید بر اساس سودمندی‌هایی باشد که از طرق دیگر حاصل نمی‌شود و میزان آن باید به حداقلی محدود شود که با سودمندی پزشکی سازگار باشد. با این حال در حدود پرتوگیری شغلی توصیه شده توسط کمیسیون ICRP در گزارش شماره ۱۳۰، حد دز عدسی چشم برای جلوگیری از اثرات غیرتصادفی برابر با ۰/۱۵ Sv در سال و برای جلوگیری از اثرات تصادفی، حد دز چشم برابر با ۵۰ mSv در سال است. در همین گزارش، حد دز ایجاد آب‌مروارید در عدسی چشم برابر با ۰/۵ Gy تابش بتا یا گاما عنوان شده است. در بخشی دیگر نیز گزارش شده است که در بیمارانی که در طول درمان با اشعه ایکس، چشم آن‌ها تحت تابش قرار گرفته، دز آستانه ایجاد آب‌مروارید در آن‌ها حدود ۲ Gy بوده است و معمولاً یک دوره چندساله بین پرتوگیری و ظهور آب‌مروارید طی می‌شود (۱۹). مطالعات دیگری نشان می‌دهد که در طول پرتودرمانی، دز جذبی اشعه ایکس ۵۰ Gy در قرنیه، موجب التهاب آن؛ دز جذبی ۴۵ Gy تا ۶۰ Gy در شبکیه، موجب کاهش دید و همچنین دز جذبی ۶۰ Gy به بالای عصب بینایی، موجب از دست رفتن بینایی می‌شود (۲۰، ۲۱). در بررسی‌های انجام شده بعد از براکی‌ترابی تومورهای چشمی با پلاک‌های حاوی ^{125}I ، محققان متوجه شده‌اند که دزهای جذبی بالاتر از ۱۵ Gy در عدسی چشم موجب آب‌مروارید می‌شود (۲۲). در مطالعه کورتی اوئر و همکارانش (۲۰۲۲) که بر روی ۵۲ بیمار درمان شده با پلاک COMS حاوی ^{125}I در بازه زمانی ۲۰۰۵ تا ۲۰۱۹ انجام شده است؛ دز بروز آب‌مروارید در عدسی چشم، بیشتر از ۱۶ Gy محاسبه شده که با سایر مطالعات در توافق است (۲۱). دلیل عنوان شده برای اختلاف زیاد دز ارائه شده توسط کمیسیون ICRP و این مطالعات در بروز آب‌مروارید، تفاوت انرژی و اثرگذاری بیولوژیکی چشمه‌های رادیوترابی خارجی با چشمه‌های دز پایین (LDR) براکی‌ترابی است (۲۳).

در مورد اثرات غیرتصادفی، از مقایسه داده‌های ارائه شده در جدول ۳ و نتایج تجربی مراجع (۲۰-۲۳) می‌توان دید که دز دریافتی عدسی چشم راست هم در فانتوم چشم و هم فانتوم آب بیشتر از حد بروز آب‌مروارید (۱۵ Gy) است؛ اما از آنجایی که امروزه آب‌مروارید به‌طور مؤثری قبل‌درمان است، نگرانی بابت بروز آن وجود ندارد. در مورد شبکیه و قرنیه نیز باید گفت که حدود دز

دریافتی آن‌ها در این مطالعه کمتر از دز آستانه تجربی مراجع (۲۰، ۲۱) است؛ پس امکان بروز التهاب در قرنیه و کاهش دید کم است هرچند که کاملاً صفر نیست. در چشم چپ نیز چون دز دریافتی بافت‌های چشم هم در فانتوم چشم و هم در فانتوم آب از حدود دز بروز اثرات غیرتصادفی خیلی پایین‌تر است؛ مشاهده اثراتی همچون آب‌مروارید و یا کاهش دید تقریباً غیرممکن است.

در مورد اثرات تصادفی ناشی از پرتوگیری باید گفت که آستانه بروز این اثرات برابر با صفر است و از یک شخص به شخص دیگر می‌تواند کاملاً متفاوت باشد. با این حال از آنجاکه کمیسیون ICRP برای اندام‌های سالم بیماران در معرض پرتوگیری، هیچ حد دزی را تعیین نکرده است؛ برای بررسی اثرات تصادفی در بیماران از حد دز پرتوگیری شغلی که برابر با ۵۰ mSv در سال است، استفاده می‌شود (۱۹). پرتوگیری شغلی ۵۰ mSv در سال معادل با mSv ۱ (۱ mGy) در هفته است. دز جذبی تمام بافت‌های چشم راست در مدت‌زمان درمان (یک هفته)، همگی بالاتر از ۱۰ Gy هستند؛ پس بسیار بیشتر از ۱ mSv است. در چشم چپ نیز دز جذبی بافت‌های چشم بیشتر از حد دز بروز اثرات تصادفی است؛ اما اختلاف آن‌ها خیلی کمتر از چشم راست است. با این حال برای تفسیر دقیق نتایج این مطالعه و سایر مطالعات، به اطلاعات دقیق تجربی نیاز است که کسب آن نیازمند آزمایش‌های بالینی و پیگیری چندساله بیماران برای بررسی میزان بروز این اثرات است.

تشکر و قدردانی:

بدینوسیله از تمام کسانی که در انجام این مطالعه ما را یاری نمودند، نهایت تشکر و قدردانی را داریم.

حمایت مالی:

ندارد.

تضاد منافع:

نویسندگان هیچ‌گونه تضاد منافی ندارند.

ملاحظات اخلاقی:

این مقاله حاصل پایان‌نامه دانشجوی کارشناسی ارشد (نویسنده اول) است که تحت راهنمایی نویسنده دوم صورت گرفته است.

References:

1. Puusaari I, Heikkonen J, Kivelä T. Ocular complications after iodine brachytherapy for large uveal melanomas. *Ophthalmology* 2004;111(9):1768-77.
<https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2004.03.027>
2. Damato B, Eleuteri A, Taktak AF, Coupland SE. Estimating prognosis for survival after treatment of choroidal melanoma. *Prog Retin Eye Res* 2011;30(5):285-95.
<https://doi.org/10.1016/j.preteyeres.2011.05.003>

3. Radiology TESfT, ESTRO O, Pötter R, Mazeron J-J. The GEC ESTRO handbook of brachytherapy: ACCO; 2002.
4. Kline R, Yeakel P. Ocular melanoma, I-125 plaques. *Med Phys* 1987;14(3):475.
5. Zimmerman LE, McLean IW, Foster WD. Statistical analysis of follow-up data concerning uveal melanomas, and the influence of enucleation. *Ophthalmology* 1980;14(3):475.
[https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(80\)35196-8](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(80)35196-8)
6. Manimaran S. Radiobiological equivalent of low/high dose rate brachytherapy and evaluation of tumor and normal responses to the dose. *Radiat. Med* 2007;229:25-35. <https://doi.org/10.1007/s11604-007-0131-9>
7. Melia B, Abramson D, Albert D, Boldt H, Earle J, Hanson W, et al. Collaborative ocular melanoma study (COMS) randomized trial of I-125 brachytherapy for medium choroidal melanoma. I. Visual acuity after 3 years COMS report no. 16. *Ophthalmology* 2001;108(2):348-66.
[https://doi.org/10.1016/S0161-6420\(00\)00526-1](https://doi.org/10.1016/S0161-6420(00)00526-1)
8. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
9. Chiu-Tsao ST, Astrahan MA, Finger PT, Followill DS, Meigooni AS, Melhus CS, et al. Dosimetry of 125I and 103Pd COMS eye plaques for intraocular tumors: Report of Task Group 129 by the AAPM and ABS. *Med. Phys* 2012;39(10):6161-84.
<https://doi.org/10.1118/1.4749933>
10. Lesperance M, Martinov M, Thomson R. Monte Carlo dosimetry for 103Pd, 125I, and 131Cs ocular brachytherapy with various plaque models using an eye phantom. *Med. Phys* 2014;41(3):031706.
<https://doi.org/10.1118/1.4864474>
11. Yazdani M, MOULAVI A. Determining TG-43 brachytherapy dosimetry parameters and dose distribution for a 131Cs source model CS-1. *Iran. J. Radiat. Res* 2007;5(2):90-85.
12. Ahmadi OL, Tavakoli-Anbaran H. Calculation of the effect of beta beams, bremsstrahlung x-ray, and the use of 10b particles on increasing dose equivalent to 252cf brachytherapy source. *Stud. Med. Sci* 2022;33(6):441-50.
<https://doi.org/10.52547/umj.33.6.441>
13. Pourfallah T, Nematpour M, Seifi Makarani D, Mihandoost E, Davoodian S. Calculation of spinal cord received dose in esophageal cancer radiotherapy: a comparison between monte carlo simulation and treatment planning system. *Stud. Med. Sci* 2024;34(12):781-93.
<https://doi.org/10.61186/umj.34.12.781>
14. Yu K, Mitropolsky I, Rodionov A. Nuclear data sheets for A= 131. *J. Nuclear Data Sheets* 2006;107(11):2715-930.
<https://doi.org/10.1016/j.nds.2006.10.001>
15. Lesperance M, Inglis-Whalen M, Thomson R. Model-based dose calculations for COMS eye plaque brachytherapy using an anatomically realistic eye phantom. *Med. Phys* 2014;41(2):021717.
<https://doi.org/10.1118/1.4861715>
16. Ebrahimi-Khankook A, Vajdani-Noghreiyani A. Dosimetric comparison between realistic ocular model and other models for COMS plaque brachytherapy with 103Pd, 131Cs, and 125I radioisotopes. *Radiat. Environ. Biophys* 2018;57(3):265-75.
<https://doi.org/10.1007/s00411-018-0748-3>
17. Masoudi SF, Daryabari FS, Rasouli FS. Distribution modeling of nanoparticles for brachytherapy of human eye tumor. *EJNMMI Phys* 2020;1:7-13.
<https://doi.org/10.1186/s40658-020-00321-y>
18. Hubley E, Trager M, Bar-Ad V, Luginbuhl A, Doyle L. A nomogram to determine required seed air kerma strength in planar Cesium-131 permanent seed implant brachytherapy. *J. Contemp. Brachytherapy* 2019;11(1):91-8.
<https://doi.org/10.5114/jcb.2019.82716>

19. Johnson TE. Introduction to health physics: McGraw Hill Professional; 2017.
20. Takeda A, Shigematsu N, Suzuki S, Fujii M, Kawata T, Kawaguchi O, et al. Late retinal complications of radiation therapy for nasal and paranasal malignancies: relationship between irradiated-dose area and severity. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;44(3):599-605.
[https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(99\)00057-7](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(99)00057-7)
21. Monroe A, Bhandare N, Morris C, Mendenhall W. Preventing radiation retinopathy with hyperfractionation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;60(1):S 188.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2004.06.122>
22. Wagner A, Chen A, Cook T, Faber D, Winward K, Sause W. Outcomes and control rates for I-125 plaque brachytherapy for uveal melanoma: a community-based institutional experience. *International Scholarly Research Notices* 2014;2014(1):950975.
<https://doi.org/10.1155/2014/950975>
23. Oare C, Sun S, Dusenbery K, Reynolds M, Koozekanani D, Gerbi B, et al. Analysis of dose to the macula, optic disc, and lens in relation to vision toxicities- A retrospective study using COMS eye plaques. *Physica Medica* 2022;71:101-8.
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.08.001>

INVESTIGATION OF RIGHT AND LEFT EYE TISSUES ABSORBED DOSE IN THE TREATMENT OF CHOROIDAL MELANOMA WITH ^{131}Cs COMS PLAQUE USING MCNPX MONTE CARLO CODE

Mehrnaz Baensaf¹, Ali Reza Azadbar^{*2}

Received: 11 August, 2024; Accepted: 15 October, 2024

Abstract

Background & Aims: Eye plaque brachytherapy is a suitable method for choroidal melanoma treatment. In eye tumors brachytherapy, ^{131}Cs radioisotope has the potential to reach the highest dose to the cancerous tissue and the lowest dose to the healthy tissues. This study's aim is to investigate the received dose of choroidal melanoma tumor and right and left eye tissues in eye and water phantoms from a COMS plaque containing ^{131}Cs seeds by simulation in MCNPX code.

Materials & Methods: First, two human eyes with full details, an 8-mm-high choroidal melanoma tumor in the right eye, and a 16-mm COMS eye plaque with 13 seeds of ^{131}Cs that is perpendicular to the tumor were simulated in MCNPX code in an environment with dimensions of $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$. Then, the absorbed dose resulting from one decay in the tumor and other tissues of the right and left eye were simulated in the eye and water phantoms, and based on that, the cumulative dose during the treatment in these tissues was calculated.

Results: To deliver a cumulative dose of 85 Gy to the top of the tumor in 7 days, the activity of the 13 seeds of ^{131}Cs for the eye and water phantoms should be equal to 21.86 and 23.32 mCi, respectively. In the water phantom, this activity results in the absorption of a 17.36 and 1.44 Gy cumulative dose more than in the eye phantom, in the tissues of the right and left eyes, respectively.

Conclusion: In this study, the cumulative dose of healthy tissues around the tumor in the eye phantom is lower than that in the water phantom, which is in agreement with the results of other studies. Therefore, by calculating the activity or treatment time using a phantom that is defined based on the actual dimensions of the patient's eye and the tumor inside it, it is possible to prevent more irradiation of the healthy tissues adjacent to the tumor, which also leads to the reduction of stochastic and nonstochastic effects.

Keywords: Choroidal Melanoma, Brachytherapy, COMS plaque, ^{131}Cs , MCNPX code

Address: Department of medical radiation Engineering, Lahijan Branch, Islamic Azad University, Lahijan, Iran.

Tel: +989112363159

Email: Al.azadbar@iau.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2024; 35(6): 466 ISSN: 2717-008X

This is an open-access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License](#) which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

¹ MSc Student, Department of medical radiation Engineering, Faculty of Engineering, Lahijan Branch, Islamic Azad University, Lahijan, Iran

² Assistant Professor, Department of medical radiation Engineering, Faculty of Engineering, Lahijan Branch, Islamic Azad University, Lahijan, Iran (Corresponding Author)