

بهبود سازی طراحی درمان پلاکهای چشمی مدل COMS و USC به روش شبیه سازی مونت کارلو

اعظم جنتی اصفهانی^۱، پروانه شکرانی^{۲*}، غلامرضا رئیس علی^۳

- ۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۲- دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
- ۳- دانشیار سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشگاه کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته ای، سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۸۹/۶/۱۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۰/۸

چکیده

مقدمه: پرتو درمانی با پلاکهای چشمی حاوی دانه های رادیواکتیو^{۱۲۵}، اغلب در درمان براکی تومورهای بدخیم چشمی بکار برده می شود. در این روش درمانی تعدادی دانه رادیواکتیو، درون پلاکی از جنس طلا که قسمتی از یک پوسته کروی است، قرار می گیرد. سپس پلاک با توجه به محل قاعده تومور به صلبیه بخیه زده می شود. هدف از این درمان، پوشش حجم درمان با دوز حداقل ۸۵ گری می باشد. در این تحقیق از روش مونت کارلو جهت شبیه سازی و محاسبه توزیع دوز چند پلاک چشمی مدل COMS و USC استفاده گردید.

مواد و روشها: در این تحقیق از کد مونت کارلو، MCNP-4C، برای شبیه سازی پلاکها استفاده شد. پلاکهای مورد استفاده عبارتند از: پلاک مدل COMS با قطر های ۱۲ میلی متر و ۲۰ میلی متر و پلاک USC#9 حاوی دانه های^{۱۲۵}I. توزیع دوز در فانتوم آب کروی (با شعاع ۱۲ میلی متر)، در شبکه ای حاوی ۱۲×۱۲×۱۲ از سلولهای مکعب مستطیلی که حاوی کره هایی به شعاع یک میلی متر هستند محاسبه گردید.

نتایج: در هر پلاک پروفایل دوز در صفحه مرکزی عمود بر پلاک و خطوط هم دوز در صفحه واقع در پایه تومور و صفحه ای در سطح دوز ۸۵ گری، برای یک درمان ۷ روزه تولید گردید.

بحث و نتیجه گیری: پارامترهای مربوط به تومور که لازم است در انتخاب و یا طراحی یک پلاک چشمی برای یک بیمار در نظر گرفته شود، عبارتند از: قطر پایه تومور، ضخامت تومور، شکل هندسی تومور و موقعیت تومور نسبت به ساختارهای حساس سالم چشم. انتخاب قطر دهانه پلاک با توجه به قطر پایه تومور انجام می گیرد. ضخامت تومور، تعیین کننده تعداد، اکتیویته و آرایش دانه های^{۱۲۵}I می باشد. شکل هندسی تومور و موقعیت آن، طراحی پارامترهایی چون: شکل و جنس پلاک و نیاز به کولیماسیون را کنترل می کند. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۷، شماره ۴، پیاپی (۲۹)، زمستان ۸۹، ۲۲-۱۵)

واژگان کلیدی: براکی تراپی، پلاک چشمی،^{۱۲۵}I، شبیه سازی مونت کارلو

* نویسنده مسؤول: پروانه شکرانی

آدرس: گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

shokrani@med.mui.ac.ir

تلفن: ۷۹۲۲۴۱۱ (۳۱۱) +۹۸

۱- مقدمه

ملانوما چشم، بدخیمی نادری است که در لایه میانی کره چشم (شامل قسمتهایی چون؛ مشیمه، جسم مژگانی و عنبیه) ایجاد می‌شود [۱]. از روشهای متداول درمان این بدخیمی که به منظور کنترل رشد تومور، حفظ دید و حفظ ساختارهای چشمی انجام می‌گیرد، براکی تراپی با استفاده از پلاکهای چشمی حاوی مواد رادیواکتیو است. تاکنون رادیوایزوتوپهای گوناگونی مانند؛ ^{223}Rn ، ^{198}Au ، ^{60}Co ، ^{192}Ir ، ^{125}I ، ^{103}Pd و ^{106}Ru در پلاکهای چشمی مورد استفاده قرار گرفته است [۲، ۳، ۴، ۵، ۶ و ۷]. در بین این رادیوایزوتوپها، امروزه ^{125}I با نیمه عمر ۵۹/۴ روز و متوسط انرژی ۲۸ کیلو الکترون ولت معمولترین رادیوایزوتوپ مورد استفاده در پلاکهای چشمی است [۸]. با بکارگیری ^{125}I با انرژی در حد چندکیلو الکترون ولت، در مقایسه با رادیوایزوتوپهایی که انرژی در گستره مگا الکترون ولت دارند، حفاظت پرسنل درمان آسانتر انجام می‌گیرد. همچنین به علت افت سریع دوز عمقی، خطر آسیب به ساختارهای سالم چشم کمتر می‌باشد [۹]. در پلاکهای چشمی، توزیع اکتیویته به دو صورت یکنواخت و غیر یکنواخت انجام می‌گیرد. در توزیع غیر یکنواخت، ماده رادیواکتیو بصورت دانه ای بر روی پلاک قرار داده میشود در مقایسه با پلاکهای با چشمه های غیر دانه ای طراحی درمان پلاکهای حاوی دانه های ^{125}I ، به علت امکان انتخاب اکتیویته دانه های ^{125}I و نحوه قرارگیری دانه ها درون پلاک، به صورتی بهینه قابل انجام است.

پلاکهای چشمی حاوی ^{125}I معمولاً از جنس طلا ساخته می‌شوند. به منظور سهولت جایگذاری دانه های رادیو اکتیو ^{125}I درون پلاک و همچنین به منظور کاهش دوز صلبیه، در سطح داخلی پلاک، پوشش سیلاستیک^۱ استفاده می‌شود. جهت درمان، پلاک به پشت صلبیه چشم، در ناحیه پایه تومور بخیه زده می‌شود و بسته به اندازه تومور،

به مدت ۳ تا ۷ روز جهت انتقال دوز مناسب به تومور، در پشت چشم باقی می‌ماند [۱۰].

در درمان براکی ملانوما چشمی طراحی پلاکهای چشمی حاوی دانه های ^{125}I ، شامل تعیین مدل چشمه، تعداد دانه ها و نحوه چینش دانه ها درون پلاک است که برای هر بیمار به طور اختصاصی با هدف بهینه سازی توزیع دوز در حجم درمان انجام می‌گردد. به همین دلیل دوزیمتری پلاکهای چشمی جهت ارزیابی توزیع دوز ناشی از پلاکهای چشمی مختلف و فراهم آوردن اطلاعات لازم جهت طراحی درمان تومورهایی با شکل و گسترش متفاوت و پیش بینی دوز ساختارهای حساس چشم ضروری می‌باشد [۱۱].

مقالات متعددی در زمینه دوزیمتری پلاکهای چشمی به روش تجربی و محاسباتی، به منظور تعیین دوز در امتداد محور مرکزی پلاک و در امتداد عمود بر آن، منتشر شده است [۱۴، ۱۳، ۱۲، ۶]. در تحقیق لاکستون^۲ و همکارانش [۶] توزیع دوز در امتداد محور مرکزی پلاک طلای محتوی یک دانه ^{125}I با استفاده از دوزیمتر TLD میله ای و شبیه سازی مونت کارلو تعیین گردید. در تحقیق ناتسن^۳ و همکارانش [۱۲] محاسبات دوز در امتداد محور مرکزی پلاک و پروفایلهای دوز پلاک COMS با قطر ۱۲ میلی متر و ۲۰ میلی متر (به ترتیب دارای ۸ دانه ^{125}I مدل ۶۷۰۲ و ۳ دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱) و پلاک USC#9 (حاوی ۹ دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱)، با استفاده از آشکارساز دیود و سیستم طراحی درمان کامپیوتری بیبیگ^۴ محاسبه شد. در تحقیق کریتسن^۵ و همکارانش [۱۲] به منظور محاسبه دوز رسیده به ساختارهای چشمی حساس چشم، در درمان با پلاکهای چشمی مدل COMS استاندارد، از سیستم طراحی درمان بیبیگ استفاده شد. همچنین در تحقیق آستراهان^۶ [۱۴]، با استفاده از سیستم طراحی درمان بیبیگ

² Luxton

³ Knutsen

⁴ Bebig

⁵ Krintz

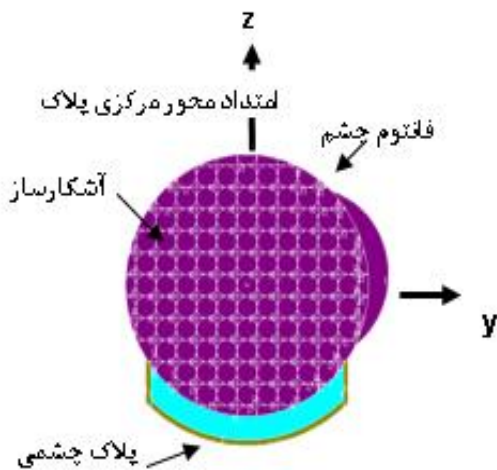
⁶ Astrahan

¹ Silicon rubber

مدل ۶۷۱۱، استفاده شد. توزیع دوز تولید شده توسط هر پلاک در تمامی حجم فانتوم چشم محاسبه گردید [۱۶].

۲-۱- شبیه سازی فانتوم

فانتوم چشم به صورت کره ای به شعاع ۱۲ میلی متر حاوی آب شبیه سازی شد. در این فانتوم، آشکارسازهای فرضی در کره هایی به شعاع یک میلی متر که در شبکه ای $12 \times 12 \times 12$ ، شامل سلولهای مکعب مستطیلی به ابعاد $2 \times 2 \times 2$ میلی متر مکعب ایجاد گردید، قرار داده شد (شکل ۱).



شکل ۱- فانتوم کروی چشم از جنس آب و حاوی شبکه ای از آشکارسازهای مکعبی (قسمت متورم در سمت راست فانتوم، نشاندهنده محل قرنیه چشم است و محورهای مختصات مشخص شده در شکل، همان محورهای مختصات به کار برده شده در شبیه سازی است جهت محور x به سمت خارج صفحه می باشد).

۲-۲- شبیه سازی پلاکها

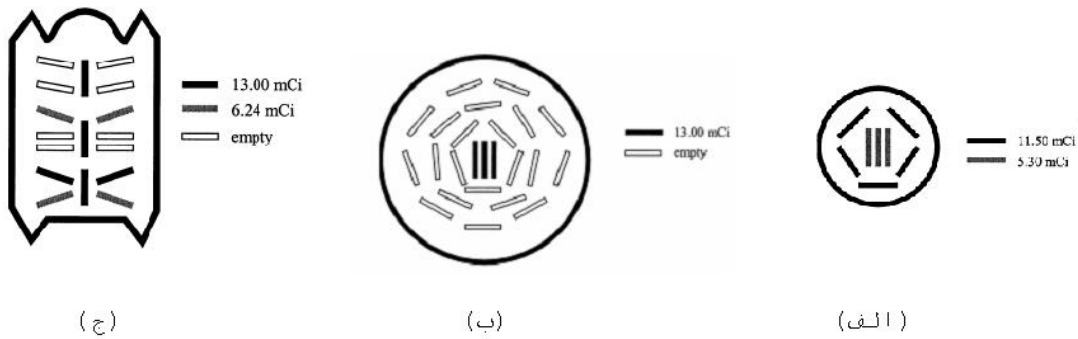
پلاکهای مدل COMS با قطر دهانه ۱۲ میلی متر و ۲۰ میلی متر، با ضخامت ۰/۵ میلی متر طلا شبیه سازی شد. داخل این پلاک با سیلاستیک (۲۵٪ کرین، ۶٪ هیدروژن، ۲۹٪ اکسیژن، ۴۰٪ سیلیکون و ۰/۰۰۵٪ پلاتینیم) پر شد و موقعیت هندسی دانه های ^{125}I مدل ۶۷۰۲ و ۶۷۱۱ به ترتیب مطابق شکل ۲-الف و ۲-ب درون سیلاستیک شبیه سازی گردید [۱۲].

محاسبات دوز رسیده به ساختارهای چشمی، در درمان با پلاک COMS با قطر ۲۰ میلی متر حاوی دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ و پلاک COMS با قطر ۱۲ میلی متر و حاوی ۸ چشمه دانه ای ^{125}I مدل ۶۷۰۲، انجام شد.

در کلیه مطالعات فوق، محدودیتهای دوزیمتری تجربی، نظیر کوچکی اندازه پلاکهای چشمی، وابستگی مقدار دوز به نحوه قرارگیری آشکارساز و عدم دقت کافی در پاسخ آشکارساز خصوصاً در فواصل کمتر از ۱ سانتی متر گزارش شده است. محدودیت محاسبات دوز به روش شبیه سازی مونت کارلو فقط به توانایی کد برای شبیه سازی ساختارهای فیزیکی، فیزیک انتقال پرتو در این مواد و عدم قطعیت فرایند های آماری شبیه سازی شده مربوط می باشد [۱۵]. همچنین نظر به اینکه هنگام طراحی پلاکها، بررسی فاکتورهای تاثیرگذار بر توزیع دوز ناشی از پلاکهای چشمی به روش تجربی بسیار وقت گیر و دشوار است، با استفاده از روش شبیه سازی می توان هر مدل پلاکی را با هر هندسه پیچیده، طراحی کرد و محاسبات دوز رسیده به همه ساختارهای چشمی را انجام داد. هدف از انجام این تحقیق محاسبه توزیع دوز ناشی از پلاکهای چشمی حاوی ^{125}I مورد استفاده در درمان ملانومای چشمی و بررسی مشخصات دوزیمتری این پلاکها با استفاده از روش شبیه سازی مونت کارلو بود.

۲- مواد و روشها

در این تحقیق از کد شبیه سازی مونت کارلو MCNP-4C جهت شبیه سازی پلاکهای چشمی مدل COMS با قطر ۱۲ میلی متر حاوی ۸ چشمه دانه ای ^{125}I مدل ۶۷۰۲، پلاک COMS با قطر ۲۰ میلی متر حاوی ۳ چشمه دانه ای ^{125}I مدل ۶۷۱۱ و USC#9 حاوی ۹ چشمه دانه ای ^{125}I



شکل ۲- نمایشی از سطح مقطع پلاک های چشمی الف) COMS با قطر دهانه ۱۲ میلی متر، ب) پلاک COMS با قطر دهانه ۲۰ میلی متر و ج) پلاک USC#9 [۱۲].

پلاک محاسبه شد و مقدار دوز بدست آمده به دوز بر روی محور مرکزی در همان عمق بهنجار شد. برای رسم خطوط هم دوز در سرتاسر حجم فانتوم مقادیر دوز محاسبه شده در هر آشکارساز به دوز ۸۵ گری که دوز تجویز شده برای راس تومور ملانوما چشم در مدت ۷ روز درمان است بهنجار شد [۱۷].

۳- نتایج

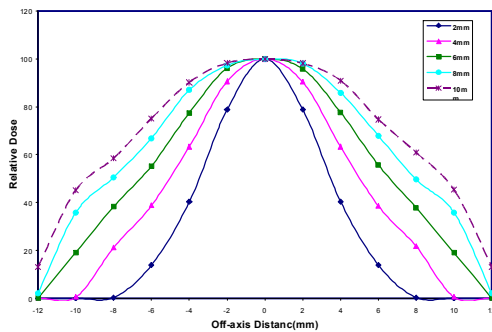
در شکل ۳ پروفایلهای دوز ناشی از پلاکهای مدل COMS با قطر دهانه ۱۲ میلی متر و ۲۰ میلی متر و مدل USC#9 در فواصل ۱۰- میلی متر تا ۱۰+ میلیمتر در دو طرف محور مرکزی هر پلاک و در عمقهای ۲، ۴، ۶، ۸، ۱۰، ۱۶ و ۱۸ میلیمتری فانتوم رسم شده است.

پلاک USC#9 قسمتی از پوسته کروی با ضخامت ۲ میلی متر طلا است که در آن شیارهایی با دیواره های مورب، جهت جایگذاری چشمه های دانه ای ^{125}I ایجاد شده است [۶]. در این پلاک، ۹ دانه ^{125}I مدل ۶۷۱۱ درون شیارهایی که در پلاک طلا ایجاد شده است، شبیه سازی شد. موقعیت هندسی این دانه ها در پلاک USC#9 در شکل ۲-ج نشان داده شده است.

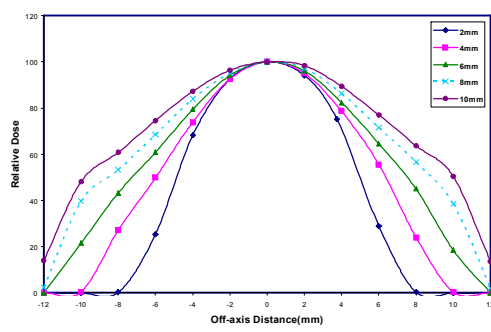
۳-۲- محاسبات دوز

توزیع دوز تولید شده، برای هر پلاک، با استفاده از تالی F6 و در کل حجم فانتوم چشم محاسبه گردید. برای رسم پروفایلهای دوز در هر عمق، از مقادیر دوز محاسبه شده در ردیف آشکار سازهای قرار گرفته در آن عمق در جهت عمود بر محور پلاک استفاده شد.

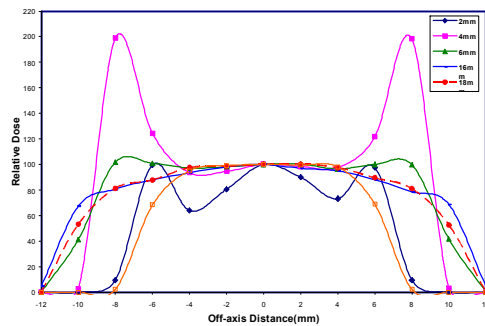
پروفایلهای دوز ناشی از پلاکها تا فاصله ی ۱۰ میلی متر در دو طرف محور مرکزی در عمقهای مختلف از فانتوم برای هر



(ب)

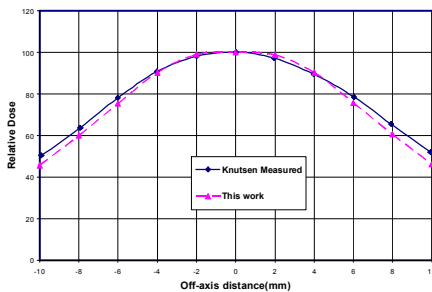


(الف)

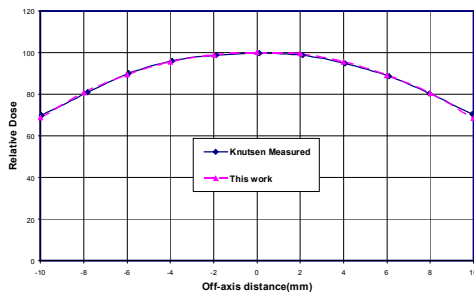


(ج)

شکل ۳- پروفایلهای دوز محاسبه شده برای پلاک های الف) COMS 12، ب) COMS 20 و ج) USC#9 در چند عمق مختلف درون فانتوم چشم



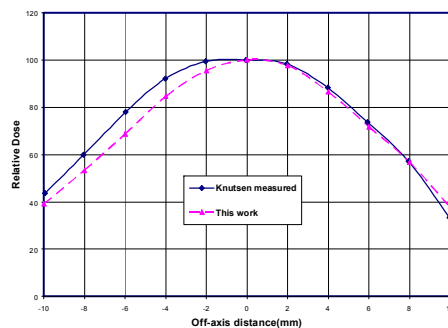
شکل ۵- مقایسه بین پروفایلهای دوز محاسبه شده در عمق ۱۰ میلی متری در این تحقیق و پروفایلهای اندازه گیری شده در تحقیق ناتسن [۱۲] در همان عمق برای پلاک COMS 20.



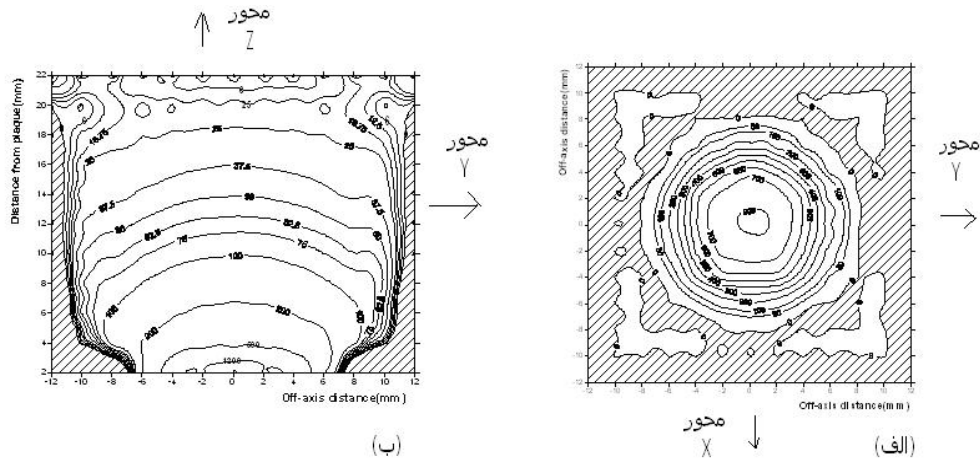
شکل ۶- مقایسه بین پروفایلهای دوز پلاک USC#9 محاسبه شده در عمق ۱۷ میلی متری در این تحقیق و پروفایلهای اندازه گیری شده در تحقیق ناتسن [۱۲] در همان عمق برای پلاک USC#9.

خطوط هم دوز ناشی از توزیع دوز پلاکها در پایه تومور (عمق ۱ میلی متری فانتوم) و صفحه مرکزی فانتوم (صفحه موازی بامحور مرکزی پلاک) رسم گردید (شکلهای ۷، ۸ و ۹). محاسبه دوز پایه تومور از آن جهت دارای اهمیت بود که بتوان دوز رسیده به صلبیه را محاسبه کرد و دوز صفحه مرکزی پلاک در عمقهای مختلف نیز چگونگی افت دوز را درون فانتوم چشم بیان می کند [۱۷].

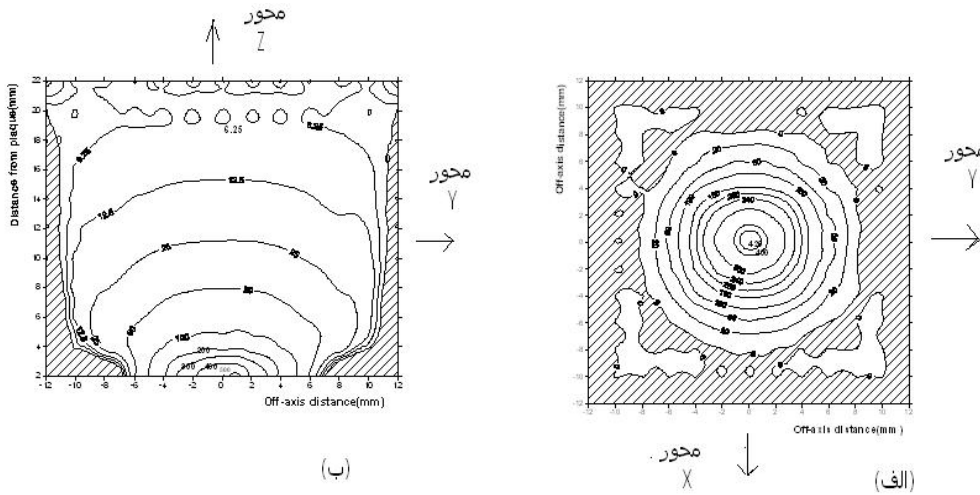
جهت اعتبارسنجی نتایج، پروفایل دوز پلاکهای COMS 12، COMS 20 و USC#9 به ترتیب در عمقهای ۷، ۱۰ و ۱۷ میلی متری فانتوم با نتایج دوزیمتری تجربی ناتسن و همکارانش مقایسه گردید (شکل های ۴، ۵ و ۶). حداکثر اختلاف بین نتایج دو مطالعه در مورد پلاک COMS 12 برابر ۹٪، در مورد پلاک COMS 20 برابر ۶٪ و در مورد پلاک USC#9 برابر ۱٪ بود. اختلاف مشاهده شده بین نتایج پروفایل دوز در این تحقیق و نتایج دوزیمتری تجربی ناتسن می تواند به عدم وجود اطلاعات کافی در مورد محل دقیق قرارگیری دانه های رادیواکتیو در پلاک و مواد بکاررفته در ساخت دانه ها (مانند جنس رزین استفاده شده در دانه مدل ۶۷۰۲) مربوط شود.



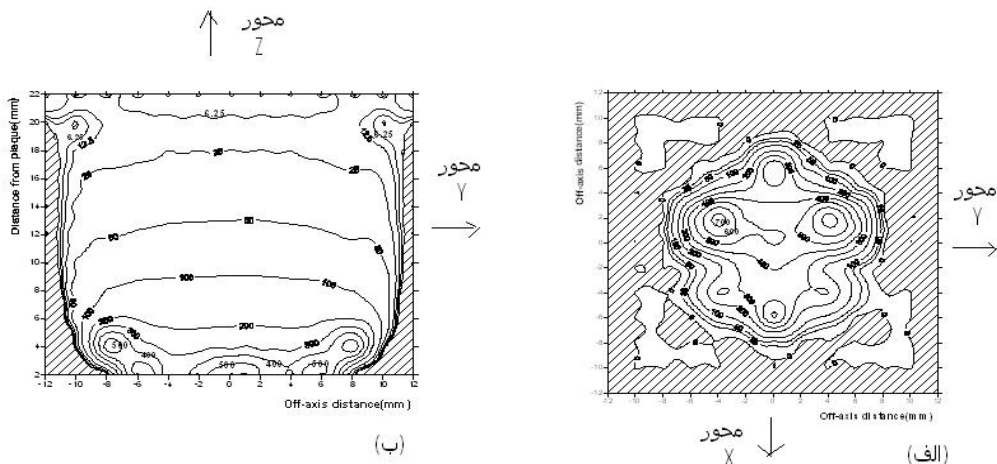
شکل ۴- مقایسه بین پروفایلهای دوز محاسبه شده در عمق ۷ میلی متری در این تحقیق و پروفایلهای اندازه گیری شده در تحقیق ناتسن [۱۲] در همان عمق برای پلاک COMS 12.



شکل ۷- خطوط هم دوز ناشی از پلاک COMS 12 در صفحات گذرنده از: الف) پایه تومور، ب) صفحه مرکزی عمود بر پلاک. محورهای مشخص شده، مطابق با محورهای تعریف شده در فانتوم چشم است. (قسمت هاشور خورده مربوط به خارج فانتوم چشم و دارای دوز صفر می باشد).



شکل ۸- خطوط هم دوز ناشی از پلاک COMS 20 در صفحات گذرنده از: الف) پایه تومور، ب) صفحه مرکزی عمود بر پلاک. محورهای مشخص شده، مطابق با محورهای تعریف شده در فانتوم چشم است (قسمت هاشور خورده مربوط به خارج فانتوم چشم و دارای دوز صفر می باشد).



شکل ۹- خطوط هم دوز ناشی از پلاک USC#9 در صفحات گذرنده از: الف) پایه تومور، ب) صفحه مرکزی عمود بر پلاک. محورهای مشخص شده، مطابق با محورهای تعریف شده در فانتوم چشم است. (قسمت هاشور خورده مربوط به خارج فانتوم چشم و دارای دوز صفر می باشد).

جهت درمان توموری دارای ضخامت حدود ۸ میلی متر و قطر پایه حدود ۱۶ میلی متر، مناسب می باشد.

فاکتورهای متعددی بر توزیع دوز در اطراف یک پلاک چشمی تاثیر می گذارند. فاکتور هایی که در این تحقیق تاثیر گذار شناخته شد عبارتند از: شکل هندسه ی پلاک، مواد تشکیل دهنده پلاک، نوع و مدل رادیوایزوتوپ به کار رفته در پلاک، اکتیویته دانه های مورد استفاده و چگونگی آرایش دانه ها درون پلاک. طراحی درمان براکی ملانوما ی چشمی شامل انتخاب پلاکی با مشخصات مناسب، شامل فاکتور های ذکر شده در بالا، برای ایجاد توزیع دوز بهینه پوشش دهنده ی تومور و حفظ ساختار های سالم اطراف تومور می باشد. پارامترهای مربوط به تومور که لازم است در طراحی و انتخاب پلاکهای چشمی مورد نظر قرار گیرند عبارتند از قطر پایه تومور ملانوما، ضخامت تومور، شکل هندسی تومور و موقعیت تومور نسبت به ساختارهای حساس سالم. نتایج این تحقیق نقش پارامتر های توموری در طراحی و یا انتخاب مشخصات یک پلاک مناسب را مشخص می کند. قطر پایه تومور در انتخاب قطر دهانه پلاک نقش دارد. ضخامت تومور، تعیین کننده تعداد دانه های ^{125}I مورد استفاده در پلاک، اکتیویته آنها و چگونگی آرایش دانه ها است. شکل هندسی تومور و موقعیت آن، طراحی پارامترهایی چون شکل پلاک، ماده سازنده پلاک و وجود یا عدم وجود کولیماسیون را کنترل می کند. به این ترتیب، نتایج این تحقیق نشان می دهد، پارامترهای متعددی جهت طراحی پلاکهای چشمی، به منظور پوشش مناسب تومور باید در نظر گرفته شود. تعیین همه پارامترها با روشهای تجربی بسیار وقت گیر و مشکل است. نتایج این تحقیق نشان می دهد که شبیه سازی مونت کارلوبا کمک کد MCNP-4C، روش مناسب جهت ارزیابی فاکتورهای موثر در تعیین پوشش دوز مناسب برای تومورهای چشمی با اندازه و شکلهای مختلف است.

۴- بحث و نتیجه گیری

اطلاعات دوزیمتری پلاکهای مورد مطالعه در این تحقیق، موضوع بحث گزارش دیگری نیز بوده است [۱۲]. که در آن اطلاعات توزیع دوز پلاکها فقط در امتداد محور مرکزی پلاک و به صورت پروفایل در چند عمق محدود ارائه شده است. در این تحقیق دوز کلیه نقاط فانتوم چشم محاسبه شد و نتایج بصورت خطوط هم دوز رسم گردید. از این اطلاعات می توان جهت بکارگیری بهینه ی پلاکها در امر درمان و طراحی پلاکهای جدید با توجه به شکل و ضخامت تومور و موقعیت آن نسبت به ساختارهای حساس چشم در هر بیمار، استفاده نمود. از نتایج محاسبات دوز انجام شده در شبیه سازی پلاکهای چشمی و فانتوم چشم برای پیش بینی پوشش توموری هر یک از پلاک ها استفاده گردید (شکل های ۹-۳). نتایج این تحقیق نشان می دهد پلاک COMS 12 جهت درمان توموری با ضخامت حدود ۸ میلی متر و قطر پایه حدود ۱۴ میلی متر، مناسب است. این نتیجه گیری با توجه به نکات زیر صورت گرفت:

- ۱- شکل پروفایلهای دوز در عمقهای مختلف فانتوم (در شکل ۳-الف).
- ۲- خط هم دوز ۱۰۰٪، در صفحه مرکزی عمود بر پلاک (شکل ۷-ب)، در عمق حدود ۸ میلی متر قرار دارد.
- ۳- خط هم دوز ۱۰۰٪، در صفحه موازی با پلاک (شکل ۷-الف)، ناحیه ای با عرض حدود ۱۴ میلیمتر را پوشش می دهد. در مورد پلاک COMS 20، بررسی پروفایل ها و خطوط همدوز محاسبه شده برای این پلاک (شکل ۳-ب و شکل ۸-ب و شکل ۸-الف) نشان می دهد که این مدل جهت درمان توموری با ضخامت حدود ۵ میلی متر و کمتر و قطر پایه حدود ۱۲ میلی متر مناسب است. در مورد پلاک USC#9 نیز (با توجه به شکل ۳-ج و شکل ۹-ب و شکل ۹-الف) می توان چنین نتیجه گرفت که این پلاک

منابع

1. Kincaid MC. Uveal Melanoma. *Cancer Control*. 1998 Jul;5(4):299-309.
2. Stallard HB. Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid. *Br J Ophthalmol*. 1966;50:147-55.
3. Finger PT, Berson A, Ng T, Szechter A. Palladium-103 plaque radiotherapy for choroidal melanoma. An 11-year study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2002 Dec 1;54(5):1438-45.
4. Diener-West M, Earle JD, Fine SL, Moy CS, Reynolds SM, Schachat AP, et al. The COMS randomized trial of Iodine-125 brachytherapy for choroidal melanoma, III: Initial mortality findings. *Arch Ophthalmol*. 2001;119:969-82.
5. Lommatzsch PK, Werschnik C, Schuster E. Long-term follow-up of Ru-106/Rh-106 brachytherapy for posterior uveal melanoma. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2000 Feb;238(2):129-37.
6. Luxton G, Astrahan MA, Liggett PE, Neblett DL, Cohen DM, Petrovich Z. Dosimetric calculations and measurements of gold plaque ophthalmic irradiators using Ir-192 and I-125 seeds. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1988 Jul;15(1):167-76.
7. Chenery SG, Japp B, Fitzpatrick PJ. Dosimetry of radioactive gold grains for the treatment of choroidal melanoma. *Br J Radiol*. 1983 Jun;56(666):415-20.
8. Astrahan MA, Luxton G, Pu Q, Petrovich Z. Conformal episcleral plaque therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1997 Sep 1;39(2):505-19.
9. Yap-Veloso MI, Simmons RB, Simmons RJ. Iris melanomas: diagnosis and management. *Int Ophthalmol Clin*. 1997 Fall;37(4):87-100.
10. Schell MC, Weaver KA, Phillips TC, Char DH. Designs of I-125 eye plaques for radiotherapy. *Endocurieth Hypertherm Oncol*. In press. 1990.
11. Graham BJ, Duane TD. Ocular melanoma task force report. *Am J Ophthalmol*. 1980 Nov;90(5):728-33.
12. Knutsen S, Hafslund R, Monge OR, Valen H, Muren LP, Rekestad BL, et al. Dosimetric verification of dedicated 3-D treatment planning system for episcleral plaque therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001 Nov 15;51(4):1159-66.
13. Krintz AL, Hanson WF, Ibbott GS, Followill DS. A reanalysis of the collaborative ocular melanoma study medium tumor trial eye plaque dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003 Jul 1;56(3):889-98.
14. Astrahan MA. Improved treatment planning for COMS plaques. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005 Mar 15;61(4):1227-42.
15. Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys*. 1995 May;22(5):503-24.
16. Briesmeister JF. MCNP6M—a general Monte Carlo Nparticle transport code: version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos, NM: Los Alamos National Laboratory, 2000.
17. Nag S, Quivey JM, Earle JD, Followill D, Fontanesi J, Finger PT. The American brachytherapy society recommendations for brachytherapy of uveal melanomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003 Jun 1;56(2):544-55.