

ارزیابی اثرات ناشی از بافت های اطراف کره چشم در براکی تراپی تومورهای چشمی

رمضان عیدی^{*}، سید محمودرضا آقامیری^۱، شهاب شیبانی^۲، رامین جابری^۳، حمیدرضا باغانی^۱،
حسین پور بیگی^۲، سید محسن حسینی دقیق^۱

^۱دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی هسته ای، گروه پرتو پزشکی

^۲سازمان انرژی اتمی ایران، پژوهشکده علوم و فنون هسته ای، پژوهشکده علوم هسته ای

^۳دانشگاه علوم پزشکی تهران، بیمارستان امام خمینی، انستیتو کانسر

چکیده:

یکی از رایج ترین روشهای درمان تومورهای چشمی استفاده از پلاک های گاما زای چشمی ید-۱۲۵ می باشد. با توجه به موقعیت آناتومیک کره چشم، میزان دز حاصل از پلاک های چشمی می تواند تحت تاثیر بافت های اطراف کره چشم تغییر نماید. هدف از این پژوهش بررسی اثر بافت های اطراف کره چشم بر میزان دز رسیده به داخل کره چشمی است. برای این کار از یک فانتوم کروی به شعاع ۱۲ میلی متر و یک فانتوم مکعبی به ابعاد ۱۰×۱۰×۱۰ سانتی متر از جنس رزین اکریلیک استفاده شد و میزان دز در امتداد محور مرکزی پلاک برای هر دو فانتوم، با استفاده از فیلم گاف کرومیک HD-810 اندازه گیری شد. نتایج حاصل از دوزیمتری نشان می دهد که میزان دز جذب شده در نقاط مختلف، به دلیل پراکندگی پرتوها از بافت های اطراف کره چشم تغییر کرده و میزان این تغییرات با افزایش فاصله از پلاک افزایش می یابد.

کلمات کلیدی: تومورهای چشمی، براکی تراپی، سید ید-۱۲۵، پلاک COMS، فیلم گاف کرومیک

مقدمه:

ملانومای چشمی از بیماری های بسیار نادر با احتمال رخداد ۶ مورد در هر یک میلیون جمعیت در سال می باشند که می تواند منجر به نابینایی و یا حتی مرگ بیمار نیز گردد. این نوع تومورها از رایج ترین (در حدود ۷۵ درصد) تومورهای بدخیم درون چشمی می باشند [۱،۲]. برای درمان این تومورها می توان از رادیوایزوتوپ هایی مثل روتنیوم و ایریدیوم استفاده کرد اما یکی از رایج ترین راه های درمان این تومورها استفاده از پلاک های چشمی ید-۱۲۵ است [۳]. علت استفاده از ید-۱۲۵ برای درمان ملانومای چشمی همخوانی عمق نفوذ پرتو های گامای حاصل از این چشمه های پرتوزا (عمق مناسب برای درمان قابل قبول با سید های ید-۱۲۵ ۷ تا ۱۵ میلی متر است). با میزان گسترش تومور در داخل کره چشم است [۴]. در این روش از یک پلاک که دارای شکاف های خاصی برای قرار گرفتن سید های پرتوزا است، استفاده می شود. نوع پلاک مورد استفاده تابعی از ابعاد تومور و میزان نفوذ آن به داخل کره چشم است. میزان دز رسیده به

حجم تومور را می توان با استفاده از تغییر تعداد و چیدمان سیدهای پرتوزا بر روی پلاک، بهینه کرد. با توجه به موقعیت آناتومیک کره چشم و حالت قرار گیری پلاک بر روی آن، بخشی از پرتوهای ساطع شده از سیدها پس از برخورد به بافت های مجاور کره چشم می توانند وارد کره چشم شوند و توزیع و میزان دوز جذب شده در حجم هدف را تغییر دهند. هدف از این پژوهش بررسی اثر بافت های اطراف کره چشم بر میزان دوز رسیده به داخل کره چشم است. قابل ذکر است که این کار برای اولین بار در ایران انجام می شود و نتایج حاصل از این کار می تواند نقش بسزایی در افزایش دقت براکی تراپی داشته باشد.

روش کار:

برای بررسی اثر بافت های اطراف کره چشم بر میزان دز رسیده به داخل کره چشم از دو فانتوم کروی و مکعبی استفاده و در دو مرحله اندازه گیری انجام شد. برای پرتودهی از یک پلاک ۲۱ میلی متری طرح COMS که توسط سه عدد سید پرتوزای ید-۱۲۵ (امرشام مدل ۶۷۱۱) با فعالیت ۱ میلی کوری بار گذاری شده بود، استفاده گردید (شکل ۱). دوزیمتری پلاک های چشمی به دلیل وجود گرادیان های شدید دوز و توزیع ناهمگن دوز در اطراف آنها مشکل است. بنابراین ابزارهایی که برای دوزیمتری این نوع چشمه ها مورد استفاده قرار می گیرند باید از قدرت تفکیک مکانی و حساسیت بسیار خوبی برخوردار باشند. به این دلایل از فیلم گاف کرومیک HD-810 که از ویژگی های ذکر شده برخوردار است، در این کار استفاده شد. [۱]. در مرحله اول برای ارزیابی میزان دوز جذب شده در داخل کره چشمی در غیاب بافت های پراکنده ساز، از یک فانتوم کروی از جنس رزین اکریلیک به شعاع ۱۲ میلی متر که از وسط به دو قطعه مساوی بریده شده بود، استفاده گردید. برای دوزیمتری، یک لایه فیلم بین دو بخش فانتوم کروی بصورت عمود بر پلاک چشمی قرار گرفت. (شکل ۲) در مرحله دوم ارزیابی میزان دوز جذب شده در داخل کره چشم، در حضور بافت های پراکنده ساز انجام گرفت و برای این کار از یک فانتوم مکعبی از جنس رزین اکریلیک با ابعاد ۱۰×۱۰×۱۰ سانتی متر استفاده شد. برای دوزیمتری در این فانتوم نیز یک فیلم بصورت عمود بر پلاک در داخل فانتوم قرار داده شد. (شکل ۳)

کالیبراسیون فیلم های مورد استفاده توسط چشمه گامای کبالت ۶۰ انجام شد. برای بررسی و تحلیل پاسخ فیلم های مورد استفاده از نرم افزار Osiris استفاده شد و اهنگ دوز جذب شده در امتداد محور مرکزی این فیلم ها با گام های یک میلی متری اندازه گیری شد. سپس به منظور بررسی اثر بافت های پراکنده ساز بر

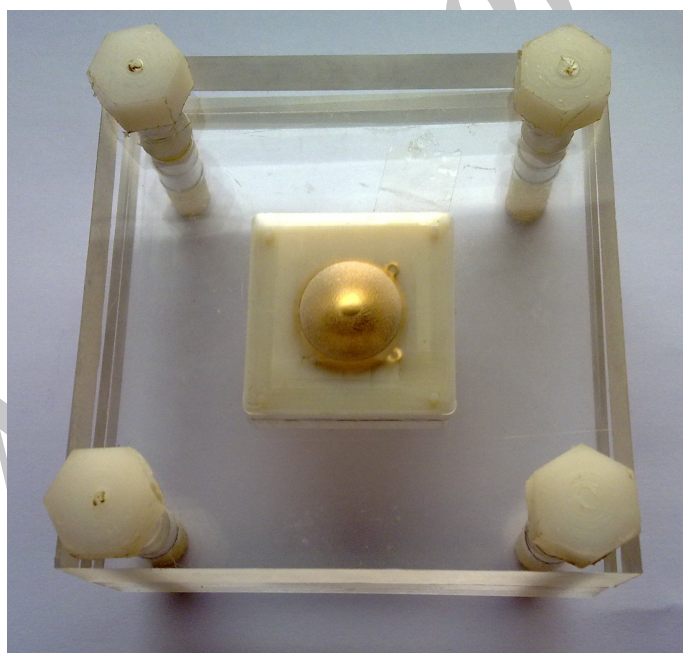
میزان دوز جذب شده در داخل کره چشم، نسبت آهنگ دوز جذب شده در نقاط مختلف در حضور و عدم حضور محیط پراکنده ساز محاسبه گردید.



شکل (۲) نمایی از فانتوم کروی مورد استفاده در این کار و نحوه قرار گیری پلاک بر روی آن



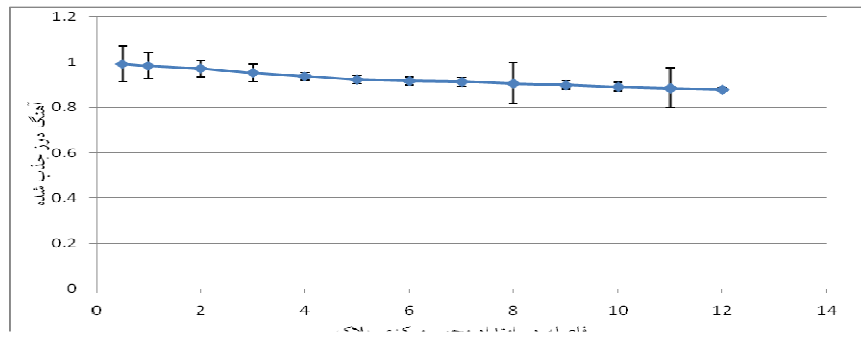
شکل (۱) نمایی از پلاک و سیدهای ید-۱۲۵ مورد استفاده در این کار



شکل (۳) نمایی از فانتوم مکعبی مورد استفاده در این کار به منظور ارزیابی اثرات ناشی از محیط پراکنده ساز

نتایج:

نتایج حاصل از دوزیمتری در هر یک از دو فانتوم در شکل زیر (شکل ۴) نشان داده شده است. نتایج فوق نشان دهنده نسبت آهنگ دوز جذب شده در امتداد محور مرکزی پلاک در دو فانتوم می باشد.



شکل (۴) روند تغییرات نسبت آهنگ دوز جذب شده با افزایش فاصله در امتداد محور مرکزی پلاک

نتایج کمی مربوط به دزیمتری در دو فانتوم در جدول ۱ نشان داده شده است. برای بدست آوردن خطاهای مربوط به این نتایج، دزیمتری در هر یک از دو فانتوم سه بار تکرار گردید

جدول (۱) نتایج کمی حاصل از دزیمتری در فواصل مختلف در امتداد محور مرکزی پلاک

خطای نسبی	نسبت آهنگ دوز جذب شده	فاصله در امتداد محور مرکزی از پلاک (میلی متری)
٪۸	۰/۹۹۱	۰/۵
٪۶	۰/۹۸۳	۱
٪۴	۰/۹۷۱	۲
٪۴	۰/۹۵۲	۳
٪۲	۰/۹۳۶	۴
٪۲	۰/۹۲۲	۵
٪۲	۰/۹۱۶	۶
٪۲	۰/۹۱۲	۷
٪۱	۰/۹۰۵	۸
٪۲	۰/۸۹۸	۹
٪۲	۰/۸۹۱	۱۰
٪۱	۰/۸۸۵	۱۱
٪۲	۰/۸۷۹	۱۲

قابل ذکر است که داده های فوق مربوط به نسبت آهنگ دوز جذب شده در عدم محیط پراکنده ساز به آهنگ دوز جذب شده در حضور محیط پراکنده ساز می باشد.

بحث و نتیجه گیری:

با توجه به نتایج بدست آمده می توان گفت که پراکندگی پرتو ها از بافت های اطراف کره چشم باعث تغییر توزیع دوز و میزان دوز جذب شده در حجم تومور می شود و این تغییرات با افزایش فاصله از پلاک افزایش می یابد. کاهش بیشتر نسبت دوز جذب شده در عمق های بیشتر، به دلیل افزایش حجم پرتو های پراکنده ی رسیده به داخل کره چشم و همچنین کاهش دوز ناشی از پرتو های اولیه با افزایش فاصله از پلاک می باشد. (قانون عکس مجذور فاصله) [۵]. به عنوان مثال از مقایسه داده های مربوط به جدول یک ملاحظه می شود که اختلاف آهنگ دوز جذب شده در فاصله ۲ میلی متری از پلاک برابر ۲/۹ درصد و در فاصله ۱۲ میلی متری از پلاک برابر ۱۲/۱ درصد است. همچنین بالاتر بودن خطای نسبی مربوط به دوزیمتری در فواصل نزدیک به پلاک، به دلیل تغییرات شدید دوز در این نواحی می باشد. بنابراین در حالت کلی می توان گفت که بافت های اطراف کره چشم بر میزان دوز جذب در داخل کره چشم تاثیر گذار خواهد بود و این اثرات هنگام رادیوتراپی باید مد نظر قرار گیرد. همچنین با توجه به اینکه این افزایش دوز ناشی از پرتو های پراکنده می تواند در شکل گیری بیماری آب مروارید موثر باشد، می توان با بهینه کردن زمان درمان و در نتیجه کاهش میزان پرتو های پراکنده در طول دوره درمان، احتمال ایجاد این اثر مخرب را کاهش داد. [۶]

مراجع:

- [1]- Gerbaulet. A, Potter. R, Mazeron. J.J, Meertens. H, Van Limbergen E. The GEC ESTRO Handbook of brachytherapy. Edited by: European society for therapeutic Radiology and Oncology and International Atomic Energy agency (IAEA), Leuven, Belgium, 2002.
- [2]- Rehani M. M. Advances in Medical Physics.
- [3]- John Earle, Robert W. Kline, Dennis M. Robertson, Rochester, Minn. Selection of Iodine 125 for the Collaborative Ocular Melanoma Study. Arch Ophthalmol, Vol 105, 1987
- [4]- Emil Bengtsson. Doseplaning ocular tumors with I-125 seed. Phd thesis, June 2006
- [5]- D Baltas, L Sakelliou, N Zamboglou. The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology. Publisher Taylor & Francis, 2007
- [6]- Llkka Puusaari. Iodine Brachytherapy for Large Uveal Melanomas. Department of Ophthalmology University of Helsinki. Helsinki, Finland, 2006