

(مقاله پژوهشی)

دوزیمتری پلاک های چشمی ($^{106}\text{Ru}/^{106}\text{Rh}$) در یک مدل فانتوم چشمی با استفاده از MCNP4C و مقایسه آن با اندازه گیری های تجربی

برات براتی^{۱*}، محمودالله وردی^۲، جعفر فتاحی اصل^۱

چکیده

زمینه و هدف: تعدادی از منابع رادیواکتیو در اندازه و شکل های مختلفی برای براکی تراپی وجود دارند. پلاک های چشمی ^{106}Ru در درمان ملانوما چشمی، سال های زیادی استفاده شده اند. این پلاک ها شامل یک فیلم نازک ^{105}Ru ، منتشر کننده β ی گنجانده شده در یک فلز نقره ای خالص می باشد. هدف اصلی کار، بررسی توزیع دوز پلاک های چشمی در طول محور مرکزی و دو طرف محور مرکزی بود. کالیبراسیون پلاک های چشمی را با استفاده از کد مونت کارلو و اندازه گیری تجربی انجام داده ایم.

روش بررسی: برای اندازه گیری دوز مطلق در امتداد محور مرکزی و دو طرف محور مرکزی پلاک چشمی ^{106}Ru یک فانتوم کروی (PMMA) با شعاع ۱۲mm و ارتفاع ۲۸mm ساخته شده است. به منظور بررسی اندازه گیری عملی، شبیه سازی را با استفاده از اپلیکاتورها، TLD و فانتوم چشم و کد مونت کارلو با یک کامپیوتر شخصی (P4,108 GHz) انجام گرفت. زمان اجرای کد MCNP4C برای هر پلاک چشمی ۴۲۰۰ دقیقه بوده و تالی $f8^*$ و قطع انرژی، استفاده شده است.

یافته ها: توزیع دوز حاصل از روش عملی و شبیه سازی شش نوع پلاک چشمی COB, CCY, CCB, CCA, CIA, CGD مورد ارزیابی قرار گرفت. دوز عمقی نسبی و مطلق در امتداد محور مرکزی و دو طرف محور مرکزی با فاصله ۹mm از سطح اپلیکاتور با خطای کمتر از روش پیشنهادی NIST و bebig مقایسه گردید. نتیجه این روش ها بطور کامل با داده های تولید کننده این پلاک-ها مقایسه، در نمودارها و منحنی ها دیده می شوند.

نتیجه گیری: مقایسه دقیق مونت کارلو مربوط به توزیع دوز اپلیکاتورهای ذکر شده و توزیع دوز مطلق این پلاک ها به روش عملی، نشان داد که این پلاک ها برای درمان تومور های درون چشمی کارایی خوبی دارند.

م ع پ ۱۳۹۰؛ ۱۰(۲): ۱۷۸-۱۷۱

کلید واژگان: براکی تراپی، اپلیکاتور، ملانوم، مونت کارلو.

۱- کارشناس ارشد فیزیک پزشکی.

۲- استادیار گروه فیزیک پزشکی.

۳- مربی فیزیک پزشکی.

گروه فیزیک پزشکی- دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران.

*نویسنده مسوول:

تهران- گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران،

ایران.

تلفن: ۰۹۱۶۳۰۱۴۶۸۵

Email: barati943@yahoo.com

مقدمه

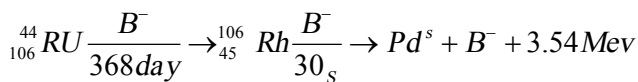
ملانوم چشمی (uveal) (ملانوم مجموعه عنبیه جسم مژگانی و مشیمیه) حدود ۷۵ درصد تومورهای بدخیم اولیه درون چشم و ۲۰ درصد را رتینوبلاستوما تشکیل می دهد. ملانوم چشمی یک بیماری بدخیم و نادر می باشد این بیماری حدود ۰/۰۰۳ درصد تمام سرطان ها را تشکیل می دهد و فراوانی آن در مردان کمی بیش از زنان می باشد. اغلب تومورهای چشمی در سن ۶۰ تا ۷۰ سالگی تشخیص داده می شوند. ملانوم های Uveal در مراحل آغازین علائمی ندارند در مرحله بعدی، بیماران اغلب در مورد ناتوانی و ضعف و از دست دادن قدرت دید، کاهش میدان دید شکایت دارند و تنها در مراحل پیشرفته بیماری همراه با درد است. تخلیه چشم یک درمان استاندارد تا دهه های ۸۰ بود، تا اینکه رادیوتراپی یافت شد و درمان بهتری حداقل با همان تأثیر در کنترل رشد تومور (۹۰ درصد) و همزمان حفظ بینایی چشم ارائه نمود (۱ و ۲ و ۳ و ۴ و ۷).

براکی تراپی بعنوان یکی از روش های اصلی درمان تومورهای سرطانی مطرح می باشد و یکی از شاخه های براکی تراپی، روش کاشت سطحی می باشد که در درمان تومورهای چشمی با استفاده از Ru-106 به این روش انجام می شود (۶ و ۷). رادیونوکلوئیدهای زیادی بعنوان چشمه های براکی تراپی در شکل ها و اندازه های مختلف موجود است. پلاک های چشمی Ru-106 یکی از چشمه های براکی تراپی می باشند که برای درمان تومور های درون چشمی مورد استفاده قرار می گیرند (۳ و ۵ و ۷). با توجه به اهمیت کاربرد بالینی این رادیوایزوتوپ و عدم دانش نسبی از توزیع دوز و اینکه ذرات بتای منفی ساطع شده دارای طیف انرژی و برد کوتاه می باشند که با توجه به محل، نوع، اندازه، شکل تومور افت شدیدی دارند بر همین اساس اگر محاسبات دوریمتری درست انجام نشود دوزهای ایجاد شده می-توانند پیچیدگی های خاص را در محاسبات دوریمتری بوجود آورند و منجر به خطای بزرگ در براکی تراپی

شوند و به همین دلیل کالیبراسیون و مقایسه این پلاک ها از طریق شبیه سازی مونت کارلو و روش اندازه گیری تجربی ضروری می باشد. هدف از این مطالعه بررسی توزیع دوز پلاک های چشمی در طول محور مرکزی و دو طرف محور مرکزی جهت تعیین اثر بخشی آنها می باشد.

روش بررسی

الف- تشریح پلاک: پلاک های روتانیم ^{106}Ru حاصل شکافت فرآیند سوخت راکتور هسته ای ساخت کشور آلمان (Berlin-Buch) در این تحقیق استفاده شده است که منتشر کننده ذرات بتا با حداکثر انرژی 39keV و انرژی میانگین 10keV می باشند در حالی که ^{106}Rh ذرات بتایی با حداکثر انرژی $3/54\text{Mev}$ و انرژی میانگین $1/42\text{Mev}$ بوده که واکنش آن به شرح زیر می باشد.

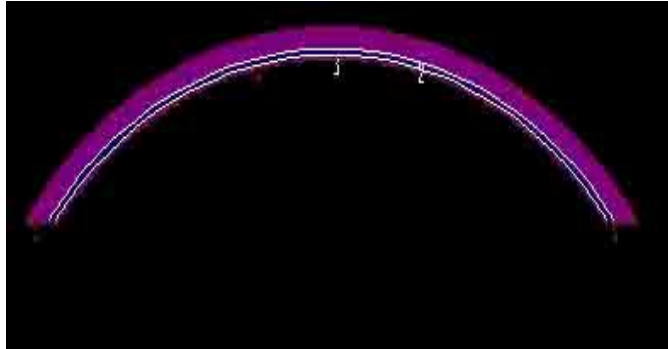


همه پلاک های چشمی با کدهای CCA، CCB، CCY، COB، CIA، CGD بین دو لایه نقره ای با درجه خلوص بالا ($99/99\%$ درصد) بوده که مورد استفاده قرار گرفته اند که شعاع این پلاک ها از ۱۲ میلی متر تا ۱۴ میلی متر و قطر فعال پلاک و ارتفاع آنها بسته به نوع کاربرد متغیر می باشد (۳ و ۴ و ۵ و ۶ و ۸ و ۱۱).

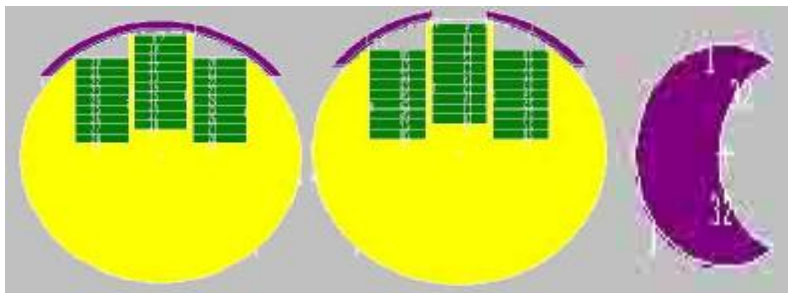
ب- طراحی فانتوم

در این کار برای دوریمتری مورد نظر از یک فانتوم مشابه کره چشم پر شده از پلاستیک معادل بافت نرم به نام فانتوم کروی PMMA به شعاع ۱۲ میلی متر و ارتفاع ۲۸ میلی متر در سازمان انرژی اتمی ایران طراحی و مورد استفاده قرار گرفته است (۳ و ۹ و ۱۰). برای محاسبه دوز نسبی محور مرکزی و اطراف محور مرکزی توسط کد مونت کارلو، فانتوم و تمام پلاک ها با استفاده از معادلات و

داده های موجود در نرم افزار در دو شکل متقارن و نامتقارن شبیه سازی شدند (شکل ۱ و ۲).



شکل ۱: طرح شبیه سازی شده پلاک Ru-106 توسط مونت کارلو (کد 4c)



شکل ۲: پلاک (متقارن و نامتقارن)، فانتوم، TLD شبیه سازی شده



شکل ۳: طرح فانتوم مورد استفاده

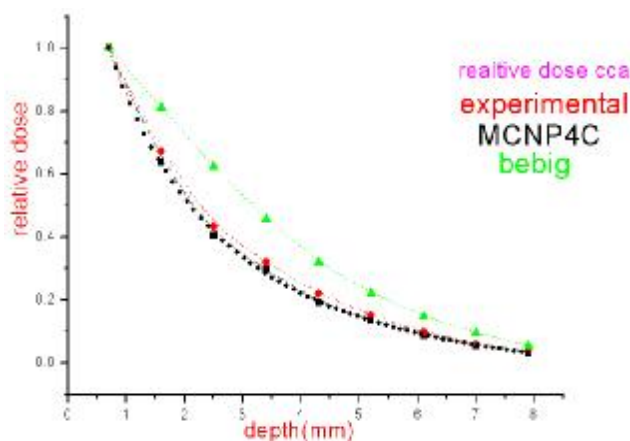
د- اجرای کار

برای اجرای کار به روش عملی با استفاده از فانتوم طراحی شده (شکل ۳) و یک مجموعه ۳۰ تایی TLD هر دفعه از پلاک ها در بخش چشم بیمارستان حضرت رسول اکرم (ص) پرتوگیری می- شد و سپس TLD جهت قرائت توسط دستگاه قرائت گر TLD (TLD reader) به آزمایشگاه دوزیمتری استاندارد ثانویه (Secondary Standard Dosimetry Laboratory) انتقال و بعد از قرائت و انجام محاسبات لازم دوز مطلق محور مرکزی و دو محور طرفین ثبت می شد. فانتوم TLD, PMMA ها و پلاک با استفاده از مونت کارلو شبیه سازی شدند و برای هر پلاک یک برنامه خاص نوشته شد، و توسط کامپیوتر اجرا گردید. که در این مرحله با استفاده از تالی خروجی F8 × توزیع

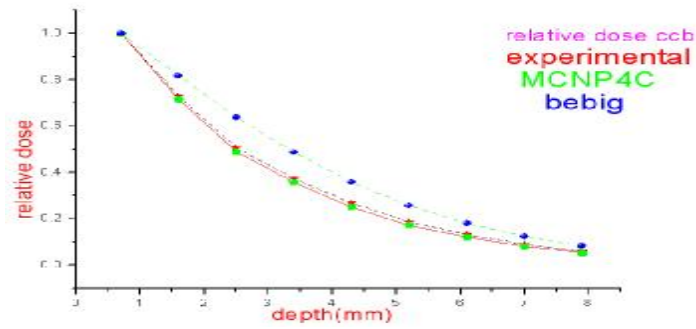
انرژی تولید شده در هر سلول بدست آمد با توجه طولانی بودن زمان اجرا و برنامه برای کاهش آن از دستور قطع انرژی ۰/۵ درصد مگا الکترون ولت و ۰/۲ درصد مگا الکترون ولت به ترتیب برای الکترون و فوتون استفاده شد. یعنی وقتی که انرژی الکترون و فوتون به این مقدار ذکر شده رسید دیگر توسط مونت کارلو دنبال نمی شود.

یافته ها

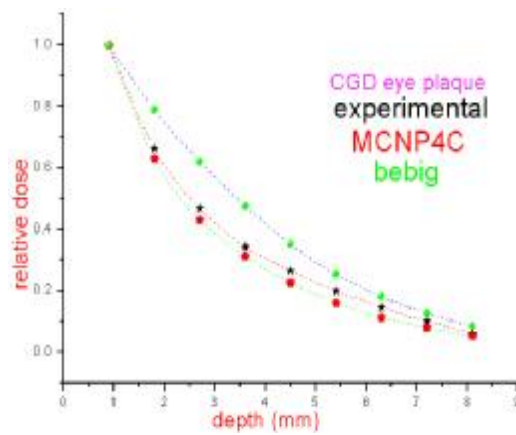
شش نوع پلاک متقارن و نامتقارن مورد بررسی قرار گرفتند و دوز مطلق به روش عملی و دوز نسبی با استفاده از مونت کارلو محاسبه شد. نمودارهای زیر نتایج بدست آمده از این کار می- باشند (نمودار ۹-۴).



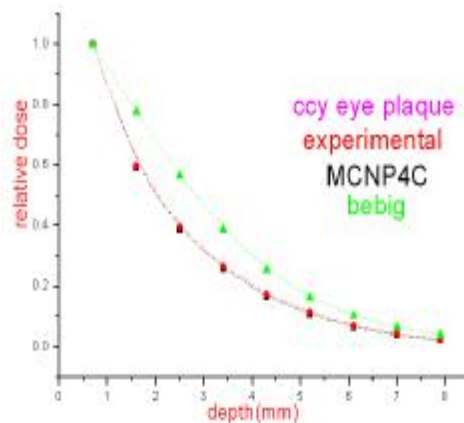
نمودار ۴: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، **Bebig,4C** با یکدیگر (CCA)



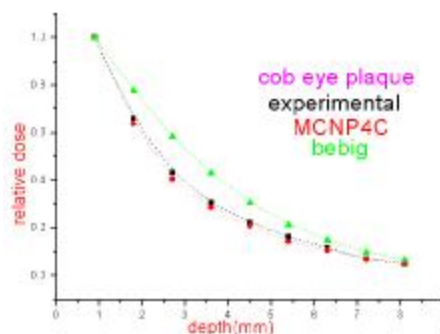
نمودار ۵: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، 4C، **Bebig** با یکدیگر (CCB)



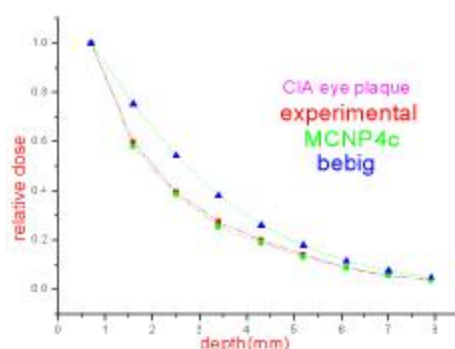
نمودار ۶: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، 4C، **Bebig** با یکدیگر (CGD)



نمودار ۷: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، 4C، **Bebig** با یکدیگر (CCY)



نمودار ۸: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، 4C، Bebigo با یکدیگر (COB)



شکل ۹: مقایسه دوز نسبی محور مرکزی در روش عملی، 4C، Bebigo با یکدیگر (CIA)

بحث و نتیجه گیری

تولیدی می باشد که میزان خطا را افزایش می دهد. میزان خطای اندازه گیری که توسط سازنده پلاک ها ارائه شد حدود $\pm 20\%$ است که طبق استاندارد NIST این میزان $\pm 15\%$ محسوب می شود.

باتوجه به این موضوع، میانگین خطای دوز نسبی محور مرکزی در روش تجربی و کد 4C با سازنده پلاک-ها برای CGD حدود $11/3\%$ و برای COB در حدود $10/5\%$ و برای CCA به میزان $13/25\%$ ، برای CCY به مقدار $11/5\%$ ، برای COB $11/5\%$ ، و برای پلاک CIA به میزان $12/5\%$ برآورد شدند.

هدف از این تحقیق بررسی توزیع دوز حاصل از پلاک های چشمی، کد مونت کارلو و مقایسه آن با اندازه-گیری های تجربی بود.

با توجه به اینکه پلاک ها در دو شکل متقارن و نامتقارن وجود دارند و طیف انرژی آنها پیوسته می باشد وقتی پرتو حاصل از آنها روی سطح TLDهای درون فانتوم وارد می شود واگرایی ایجاد می کنند و چون برد ذرات بتا کوتاه می باشد منحنی های محاسبه دوز مطلق و دوز نسبی نشان می دهند که در همان فاصله های اولیه کاهش دوز زیاد است و هر چه به عمق می رویم با توجه به اینکه کاهش انرژی الکترون ها بیشتر می باشد در عمق های پایین تر انرژی باقیمانده ناشی از فوتون های

ارزیابی قرار گرفت که این توزیع دوز، توزیع دوز محور مرکزی را در هر سه روش مورد تایید قرار می دهد. در روش مونت کارلو خطای محور مرکزی و اطراف آن کمتر از روش تجربی بود بنابراین در صورت کاربرد این کد در درمان قابل اطمینان خواهد بود. مونت کارلو قادر به محاسبه دوز پلاک های چشمی متقارن و نامتقارن می باشد که علاوه بر محاسبه دوز محور مرکزی، قادر به اندازه گیری دوز نقاط خارج از محور مرکزی می باشد و در همه حالات نسبت به روش تجربی نتایج بسیار خوبی را نشان می دهد. با توجه به تحقیقات انجام گرفته در گذشته و این تحقیق می توان شاهد حضور و استفاده از روش های مونت کارلو در درمان تومورها، بخصوص تومورهای درون چشمی در آینده بود.

با توجه به اندازه های تومور های درون چشمی، با این پلاک ها می توان تومور های تا ارتفاع ۵ میلی متر را درمان کرد. با توجه به اینکه انرژی لازم برای از بین بردن تومورها از طیف ذرات بتا بخوبی تامین می شود این پلاک ها کارایی لازم را برای از بین بردن تومورهای درون چشمی را دارا می باشند. مقایسه نتایج این کار با داده های ارائه شده توسط سازنده پلاک ها نشان داد که این پلاک ها دارای توزیع دوز خوبی برای درمان تومورهای کوچک درون چشمی بوده و می توان در درمان به آنها اطمینان کرد. سازنده پلاک ها دوز مطلق محور مرکزی و دوز چند نقطه روی سطح پلاک را بررسی کرد در صورتی که در این کار علاوه بر دوز مطلق محور مرکزی، دوز دو محور مرکزی را به روش تجربی و نرم افزار 4C مورد

منابع

- 1-Finger PT. Radiation therapy for choroidal melanoma. *Surv Ophthalmol*. 1997 Nov-Dec;42(3):215-32 [PMID=9406368]
- 2-Pötter R, Janssen K, Prott FJ, Widder J, Haverkamp U, Busse H, et al. Ruthenium-106 eye plaque brachytherapy in the conservative treatment of uveal melanoma: evaluation of 175 patients treated with 150 Gy from 1981-1989. *Front Radiat Ther Oncol*. 1997;30:143-9 [PMID=9205894]
- 3-Dosimetry of beta rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources (Report 72). *Journal of the ICRU* 2004 Dec;4(2):5-8. [Cross Ref]
- 4-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;56(2):544-55. [PMID= 12738332]
- 5-Sánchez-Reyes A, Tello JI, Guix B, Salvat F. Monte Carlo calculation of the dose distributions of two 106Ru eye applicators. *Radiother Oncol*. 1998 Nov;49(2):191-6. [PMID= 10052886]
- 6-Kirov AS, Piao JZ, Mathur NK, Miller TR, Devic S, Trichter S, et al. The three-dimensional scintillation dosimetry method: test for a 106 Ru eye plaque applicator. *Phys Med Biol*. 2005 Jul;50(13):3063-81. [PMID=15972981]
- 7-Soares CG, Vynckier S, Järvinen H, Cross WG, Sipilä P, Flühs D, et al. Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators : comparison of different measurement methods. *Med Phys*. 2001 Jul;28(7):1373-84. [PMID=11488568]
- 8-Soares CG. Calibration of ophthalmic applicators at NIST :a revised approach. *Med Phys*. 1991 Jul-Aug;18(4):787-93. [PMID= 1921888]
- 9-Binder W, Chiari A, Aiginger H. Determination of the dose distribution of an ophthalmic 106Ru Irradiator with TLDs and an eye phantom. *Rad .prot. Dosmet*. 1990; 34(1-4): 275-8. [Cross Ref]
- 10-Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (Report 44) ICRU Report No. 44, 1989. [Cross Ref]
- 11-M.A.Astrahan. RU-106 ophthalmic plaque instructions for use (BEBIG Trade GmbH, Germany, 2000)

Application of MCNP4C in Ru-106 eye plaques dosimetry and its compared with Experimental method

Barati B^{1*}, Allverdi M², Fatahiasi J³

1-M.Sc. of Medical Physics

2-Assistant Professor of Medical Physics

3- Lecturer of Medical Physics

Department of Medical Physics Tehran,
University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

*Corresponding author:

Department of Medical Physics Tehran,
University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
Tel: 09163014685
Email: barati943@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: There are a number of radioactive sources for brachytherapy in various shapes and sizes. Ru- 106 (Ruthenium, 106) ophthalmic plaque have been used for many years in treatment of uveal melanoma. The plaques consist of a thin film of 106 Ru, a β emitter encapsulated in pure silver. The principle purpose of the present work was to evaluate dose distribution along central axis and two sides axis of eyes plaques. Calibration of eye plaques was performed with use of Monte Carlo code (MCNP4C) and experimental measurement.

Material and Methods: The absolute dose was measured at centre and two sides axis of the Ru-106 eye applicators a (PMMA) spherical phantom with a radius of 12mm and height of 28 mm was constructed. To verify experimental measurements, simulation with applicators, TLD and eye phantom was utilized using MCNP4C code a P41.8GHZ personal computer. The run time of MCNP4C for each eye plaque was 4200 min and the * f8 tally and cut off of energy was used.

Results: Simulated and practical dose distribution of six different types of eye plaques CCA, CCB, CGD, CCY, COB and CIA in the eye phantom were studied. The absolute and relative depth dose along the symmetry axis and two sides axes of the applicators were also evaluated from the surface to about 9 mm distance with less statistical uncertainty than that proposed by NIST and Bebig. The results are fully well comparable to producers proposed data as shown in the curves and graphs.

Conclusions: Precision Monte Carlo comparison of the dose distributions applicators listed and absolute dose distribution of practical method show that these plaques were useful to treat uveal melanoma using Monte Carlo method in radiotherapy.

Sci Med J 2011; 10(2):171-178

Keywords: brachytherapy, Ru ophthalmic applicator melanoma, Monte Carlo.

Received: Jan 9, 2008

Revised: Aug 24, 2010

Accepted: Jan 4, 2011