

## بررسی و بهینه سازی مشخصات ضخامت هدف یک چشمه الکترونی براکی تراپی مینیاتوری به کمک روش مونت کارلو

حبیب صفی قلی<sup>۱\*</sup>، رضا فقیهی<sup>۱,۲</sup>، کمال حداد<sup>۱</sup>، علی سلیمانی میگونی<sup>۳</sup>

۱- بخش مهندسی هسته ای دانشگاه شیراز

۲-مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز

۳- دانشکده فیزیک پزشکی و فیزیک بهداشت دانشگاه کنتاکی

### چکیده:

در سالهای اخیر تلاش های زیادی جهت استفاده از چشمه های الکترونی مینیاتوری (EBX)<sup>۳</sup> تولید کننده تابش  $x$ -ray در براکی تراپی و بعضی کاربردهای صنعتی انجام می گیرد. در این مقاله شرایط بهینه هدف<sup>۲</sup>، برای یک چشمه مینیاتوری براکی تراپی اشعه ایکس به دست آمده است. هدف (آند)، در این نوع چشمه ها از یک لایه بسیار نازک عبور دهنده اشعه ایکس با عدد اتمی و نقطه ذوب بالا تشکیل شده است. در محیط آند نیز یک لایه بافر حرارتی که وظیفه انتقال حرارت تولیدی از ماده هدف به محیط بیرون را بر عهده دارد قرار گرفته است. لایه بافر بیشتر عبور دهنده تابش ایکس تولیدی است و اثر تضعیف خیلی کمی دارد، در بعضی از این نوع چشمه ها از یک لایه نگهدارنده و حمایتی<sup>۱</sup> جهت جلوگیری از تغییر شکل مکانیکی لایه های ذکر شده استفاده می شود. همچنین یک لایه خنک کننده آب با ضخامت خیلی کم در حد ۱ تا ۲ میلیمتر در اطراف این لایه ها جهت خنک کنندگی می تواند چرخش داشته باشد. قابل ذکر است که مقیاس ابعاد این چشمه ها کوچک است طوری که قطر پروب خارجی این چشمه ها کمتر از ۵ میلیمتر می باشد.

برای به دست آوردن شرایط بهینه هدف، هندسه و ضخامت های متفاوت لایه های مختلف بررسی شده و طیف خروجی فوتون ها در انرژی های درمانی چشمه های الکترونیکی (۳۰-۵۰ کیلو الکترون ولت) در زوایای متفاوت با کد مونت کارلو -MCNP4C- شبیه سازی شده است. در نهایت ضخامت بهینه هدف برای یک چشمه نوعی الکترونی براکی تراپی جهت درمان به دست آمده است.  
کلید واژه ها: چشمه الکترونی براکی تراپی - طیف اشعه ایکس - شبیه سازی مونت کارلو - براکی تراپی.

### مقدمه:

دراواسط این دهه با پیشرفت علم و تکنولوژی چشمه های الکترونی براکی تراپی، درعمل وارد عرصه درمان شدند و تحول عظیمی را در درمان براکی تراپی با چشمه های رادیو ایزوتوپی به وجود آوردند. در این روش نیازی به چشمه های رادیواکتیو کاشتنی دائم و یا موقت نیست و در واقع قلب سیستم یک تیوپ اشعه ایکس مینیاتوری در ابعاد بسیار کوچک (شتاب دهنده بسیار کوچک) است که با اعمال کیلو ولتاژ و

<sup>۱</sup>- Electronic brachytherapy x-ray source

<sup>۲</sup>-Target

<sup>۳</sup>-Support layer



میلی آمپر به ورودی تیوپ می توان میزان دز در بافت را کنترل نمود، نحوه عملکرد این سیستم ها همانند تیوپ های اشعه ایکس در ابعاد بزرگ می باشد؛ به این صورت که در ابتدا الکترون ها با اعمال جریان به فیلمان تیوپ در محیط خلا تولید می شوند و با اعمال یک ولتاژ الکتریکی به دو سر آند و کاتد تیوپ، یک جریان القایی بین کاتد و آند ایجاد می شود که باعث شتاب گرفتن الکترون های تک انرژی به سمت ماده هدف (آند) می شوند و در اثر برخورد الکترون های شتاب دار به آند، تابش ترمزی (برمشترا لانگ)<sup>۴</sup> و ایکس شاخص تولید می شود که از طیف فوتون تولیدی برای تحویل دز به تومور استفاده می شود [۱]، البته در بعضی از انواع این چشمه ها از تفنگ الکترونی برای تولید الکترون استفاده می شود، حال اگر تیوپ اشعه ایکس خیلی کوچک و در مقیاس میلیمتری باشد می تواند جایگزین چشمه های کاشتنی درون بافتی شود با این مزیت که توزیع دز ایجاد شده در بافت مورد نظر در این روش بر حسب ولتاژ و یا جریان قابل تنظیم است و با تغییر محدوده ولتاژ و جریان تا حدی که آند تحمل حرارتی آن را داشته باشد می توان به توزیع دزی مشابه چشمه های رادیوایزوتوپی، دست یافت بدون اینکه همانند چشمه های رادیوایزوتوپی نیازی به تغییر در چینش چشمه ها و یا تعویض چشمه ها از لحاظ نرخ دز باشد؛ به عبارت دیگر در سیستم درمان با چشمه های الکترونی براکی تراپی، شخص اپراتور با کنترل دو پارامتر ولتاژ و جریان نقش اصلی را در دز تحویلی به بیمار ایفا می کند و به راحتی می تواند به توزیع دز دلخواه در بافت برسد و با قطع این پارامترها می تواند دز دادن به بیمار را پایان دهد، درحالیکه در روشهای معمول براکی تراپی بعد از کاشتن شدن چشمه های رادیوایزوتوپی بر حسب هندسه چینش چشمه ها در بافت مورد نظر، اپراتور دیگر کنترلی بر نحوه تحویل دز در بافت مورد نظر ندارد؛ مگر اینکه درمان متوقف شود و با هندسه و چینشی متفاوت از چشمه ها به توزیع دزی متفاوت تر درون بافت دست یابد. [۲، ۱] در این روش نرخ آهنگ دز در بافت از ایمنی، یکنواختی و دقت بالاتری برخوردار است. در حال حاضر از این چشمه برای درمان تومورهای ناحیه سر و سینه استفاده می شود. [۴] یک مرحله کامل از درمان در این روش حدود ۸ تا ۱۰ دقیقه طول می کشد و درمان کامل تومور سینه ۵ تا ۷ روز طول می کشد!

برای اولین بار ایده استفاده از شتاب دهنده های مینیاتوری برای درمان به روش براکی تراپی با به کارگیری چشمه های الکترونی کوچک، در سال ۱۹۸۰ توسط فردی به نام آلن اسلایسکی (Alan Sliski) در کمپانی فوتوالکتریک<sup>۵</sup> (آلمان) و همکاری دانشگاه MIT<sup>۶</sup> داده شد [۵]. پس از آن و برای اولین بار در سال ۱۹۹۶ مشخصات این چشمه ها و خواص دزیمتری آنها توسط گال (Gall) و بیگز (Biggs) در مجله Medical Physics چاپ شد. [۶] این چشمه در سال ۲۰۰۱-۲۰۰۲ مجوز های لازم درمان را دریافت کرد آند در این چشمه از جنس طلا است این سیستم بیشتر برای درمان تومورهای درون بافتی در ناحیه سر و سینه استفاده می شود. [۷]

دومین سازنده این چشمه ها Xoft Inc است. آند طراحی شده در این چشمه از جنس تنگستن و زیرلایه ای از مولیبدیم می باشد. این چشمه از سال ۲۰۰۶ برای درمان تومورهای ناحیه سینه به کار می رود. [۸] طراحی و ساخت این نوع از چشمه های براکی تراپی تحولی عظیم در زمینه رادیو تراپی به وجود آورده است و می توان پیش بینی کرد: " همان طور که در دهه ۱۹۳۰ با حضور شتاب دهنده ها در عرصه درمان، سیستم کبالت ۶۰ به تدریج کنار گذاشته شد به نوعی با پیشرفت در این زمینه و طراحی شتاب دهنده های مینیاتوری برای دست یافتن به چشمه های براکی تراپی الکترونی کوچکتر و متنوع تر برای درمان در نواحی مختلف بدن، به نوعی از کار رایی چشمه های رادیوایزوتوپی معمول امروزی کاسته شود و روزی کنار گذاشته شود و تکنولوژی تولید شتاب دهنده های مینیاتوری لبه پرتگاه این تحول است. " [۵]

۴ - Bremsstrahlung

۵ - Photoelectric Corporation

۶ - MIT (Massachusetts Institute of Technology)

## روش کار:

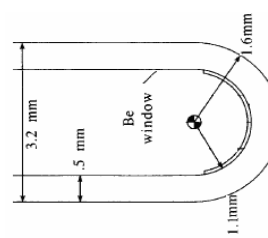
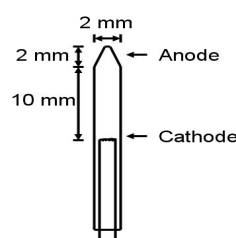
MCNP4c-۱:

روش مونت کارلو یک روش عددی برپایه احتمالات آماری است. در این روش با دنبال کردن مسیر تک تک ذرات در میان برخوردهای متوالی، تاریخچه ذرات ایجاد می‌شود. سپس با بررسی این تاریخچه‌ها، یک ایده راجع به محیط پیدا شده و پارامترهای آن محیط مانند شار، آهنگ دوز،... محاسبه می‌شود. اولین نسخه از کد مونت کارلو<sup>۹</sup> در سال ۱۹۷۷ میلادی توسط آزمایشگاه ملی لوس آلاموس تهیه گردید. در سال ۱۹۹۰ الگوریتم ترابرد الکترون نیز به این کد اضافه و تحت عنوان کد MCNP به مراکز تحقیقاتی عرضه شد. پس از آن کد MCNP4A در سال ۱۹۹۳ و MCNP4B در سال ۱۹۹۷ میلادی تهیه و منتشر گردید. ویرایش 4C کد ترابرد MCNP در سال ۲۰۰۰ تدوین گردید. [۹]

۲- توضیح چشمه‌های شبیه‌سازی شده:

از آنجاییکه در تولید تابش ایکس بیشتر انرژی به شکل حرارتی در ماده هدف تلف می‌شود، کارایی یک چشمه مینیاتوری به ساختار اتمی ماده هدف در تولید اشعه ایکس و پراکنده کردن حرارت تولیدی در مساحتی که بیم الکترونی به آن برخورد می‌کند بستگی دارد. بنابراین در طراحی چشمه در این تحقیق سعی شده است از موادی به عنوان هدف استفاده شود که تحمل بازه حرارتی و همچنین تولید تابش ایکس بالایی داشته باشند. نمونه‌های موادی که به عنوان لایه تولید کننده تابش ایکس در این تحقیق بررسی شده‌اند می‌توان تنگستن و طلا را نام برد. جهت دوام و پایداری حرارتی بهتر ماده هدف، در این طرح یک بافر حرارتی به عنوان زیر لایه استفاده شده است، این لایه دارای یک ساختار نگهدارنده است که از تغییر شکل مکانیکی ماده هدف ممانعت می‌کند. انتخاب این لایه نیز بر آن اساس بوده است که علاوه بر توانایی بالای آن در حجم انتقال رسانش حرارت از لایه هدف، عبور دهنده اشعه ایکس باشد و تضعیف خیلی کمی را در پرتوهای ایجاد شده توسط هدف، هنگامی که از این زیر لایه عبور می‌کنند ایجاد نماید. ساختار این مواد از عدد اتمی پایینی برخوردار هستند. در این تحقیق بافر حرارتی یک لایه نازک از جنس بریلیم ( $Z=4$ ) با نقطه ذوب ۱۵۵۰ درجه کلوین در نظر گرفته شده است.

هندسه مدل‌های شبیه‌سازی شده در این تحقیق، در شکل (۱) نشان داده شده است. جنس هدف از تنگستن و طلا انتخاب شده است. برای تعیین ضخامت بهینه هدف در انرژی‌های ۳۰، ۴۰ و ۵۰ کیلو الکترون ولت، عمق نفوذ الکترون در ضخامت‌های متفاوت از لایه هدف به دست آمده است. عمق نفوذ با تغییر ضخامت این لایه از مقادیر نزدیک به صفر تا ضخامت‌های بالا بطوریکه فاکتور خود جذبی پرتو ایکس تولیدی در لایه هدف آشکار باشد، محاسبه شده است. در این شبیه‌سازی برای به دست آوردن شار فوتون‌ها، تالی خروجی F5 انتخاب شده است. شبیه‌سازی توسط یک پردازنده پنتیوم چهار 2.8GHz با حافظه جانبی 512 MB، انجام شده است.

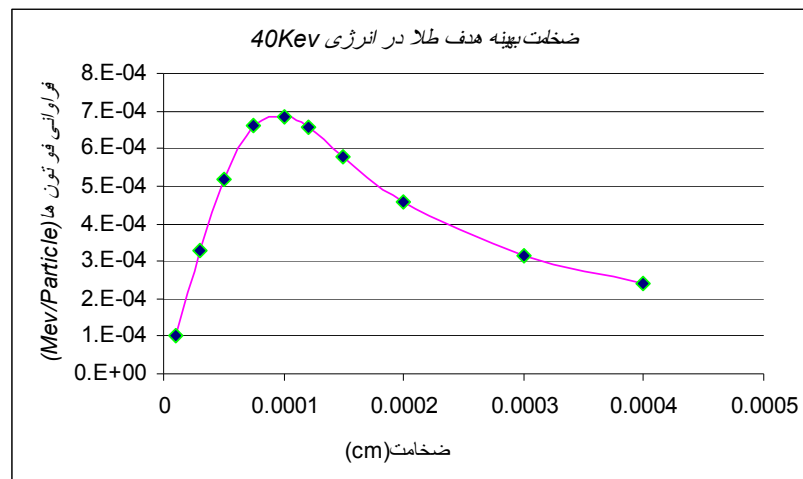


۹-Monte Carlo Photon Neutron (MCNP)

شکل (۱) - دونمونه از هندسه هدف در چشمه های مدل شده توسط کد MCNP4C

### نتایج:

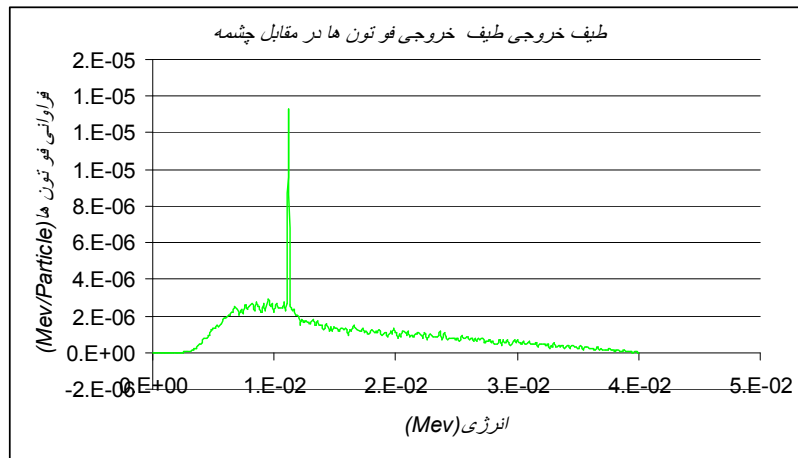
ضخامت های بهینه هدف بر اساس ایده ذکر شده در روش کار به دست آمده است. در ضخامت های خیلی کم بیشتر الکترون ها از ماده هدف با کمترین برخورد عبور می کنند و مقدار شمارش خروجی پایین است؛ تا اینکه در یک ضخامت بهینه بیشترین شمارش فوتون خروجی (کمترین جذب پرتو ایکس در هدف) را داریم، این ضخامت معادل برد الکترون در آن انرژی است. در ضخامت های بالاتر از این مقدار افت شمارش فوتون خروجی به دلیل فاکتور خود جذبی در لایه هدف مشاهده می شود به طوریکه اگر روند افزایش ضخامت ادامه یابد تعداد فوتون های خروجی به صفر نزدیک می شود. نمودار فراوانی فوتون ها بر حسب ضخامت لایه هدف طلا در انرژی ۴۰ کیلو الکترون ولت در نمودار شکل (۲) نشان داده شده است. ضخامت بهینه هدف ۱ میکرومتر به دست آمده است. این روند در انرژی های مورد نیاز و برای اهداف متفاوت با تاریخچه فوتونی ۵۰۰۰۰۰۰ میلیون ذره انجام شده است. با این تعداد تاریخچه دقت خطای شبیه سازی به کمتر از ۱٪ رسیده است.



شکل (۲) - نمودار فراوانی فوتون ها بر حسب ضخامت طلا در انرژی ۴۰ کیلو الکترون ولت

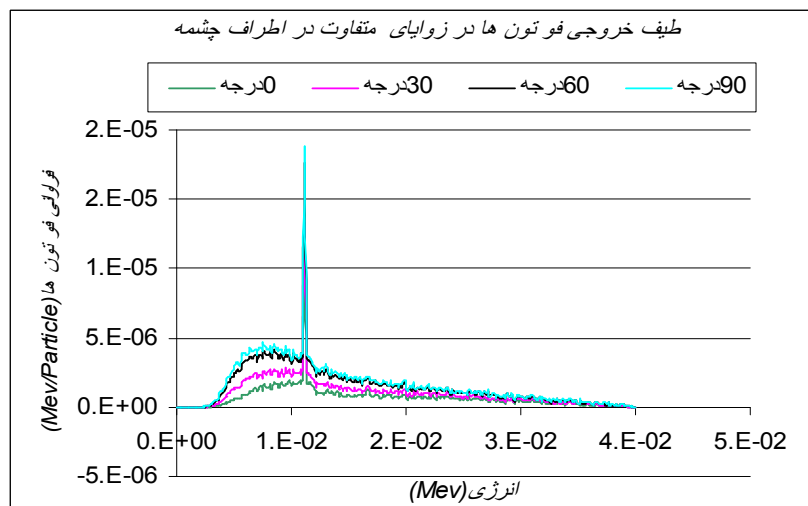
به دلیل اینکه حرارت زیادی در سطح هدف تولید می شود، هندسه هدف طوری در نظر گرفته شده که بیشترین گستردگی پخش حرارتی را داشته باشد. برای حل این مشکل و توزیع یکنواخت تر فوتون ها در همه جهات، هدف به شکل نیم کره می باشد. در این مدل الکترون توسط یک چشمه دیسکی (صفحه ای) تک انرژی و تک مسیری  $^{192}\text{Ir}$  با شعاع ۰/۰۵ سانتیمتر تولید می شود.

طیف فوتون های خارج شده از انتهای هدف چشمه مینیاتوری در نمودار شکل (۳) به دست آمده است. این طیف شامل فوتون های برم اشترالانگ و مشخصه است و بر روی کره ای به شعاع ۱۰ سانتیمتر که در اطراف چشمه قرار دارد محاسبه شده است. برای به دست آوردن این طیف در هر بازه انرژی ۱۳۰ الکترون ولت تا انرژی ۴۰ کیلو الکترون ولت، یک تالی F5 گرفته شده است.



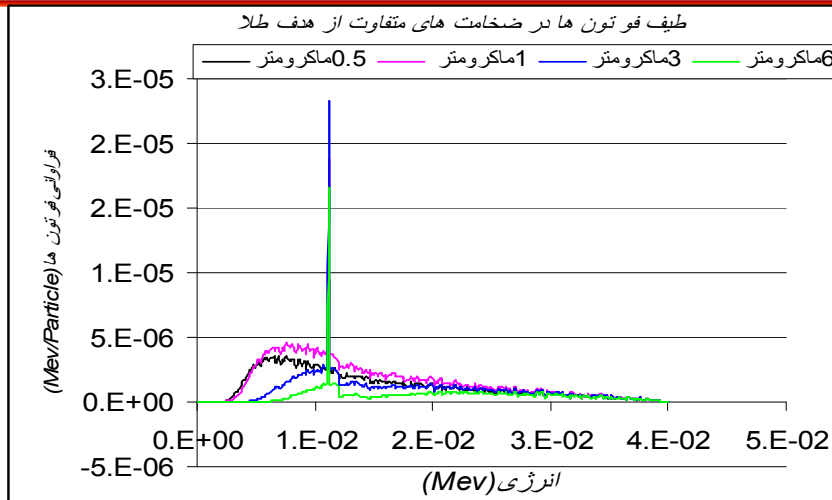
شکل (۳) - طیف خروجی فوتون‌ها در هدف طلا در انرژی ۴۰ کیلو الکترون ولت

پیک‌های انرژی در طیف، مشخص‌کننده لبه  $k$  و  $L$  در طلا در انرژی‌های  $۱۱/۲۳$ ،  $۱۱/۶$  و  $۹/۷۱$  کیلو الکترون ولت می‌باشند که همخوانی خوبی با پیک‌های به دست آمده در مرجع شماره [۱۰] دارند. طیف خروجی فوتون‌ها در زوایای متفاوت از هدف در نمودار شکل (۴) نشان داده شده است. برای این منظور در هر  $۱۰$  درجه و از زوایای  $۰$  تا  $۱۸۰$  درجه در اطراف چشمه یک تالی F5 گرفته شده است. بیشترین مقدار توزیع فوتون‌های خروجی در زاویه  $۹۰$  درجه یعنی در مقابل چشمه شمارش شده است و نشانگر این موضوع است که توزیع فوتون‌های برم اشتراک یک توزیع پیشرو دارد.



شکل (۴) - نمودار طیف خروجی در ضخامت بهینه ۱ ماکرومتر از هدف طلا در زوایای  $۰$ ،  $۳۰$ ،  $۶۰$  و  $۹۰$  درجه

برای صحت درستی مدل انجام شده، طیف خروجی در زاویه  $۹۰$  درجه و ضخامت‌های متغیر هدف، از  $۰/۳$  تا  $۶$  میکرون در نمودار شکل (۵) نشان داده شده است. فراوانی فوتون‌های خروجی نشانگر این موضوع است که ضخامت بهینه هدف صحیح می‌باشد زیرا که در ضخامت  $۱$  ماکرومتر از هدف طلا، ماکزیمم مقدار تولید فوتون خروجی را در هر بازه انرژی داریم. این موضوع برای تمام زوایای به دست آمده صحت دارد.



شکل (۵) - طیف خروجی فوتون‌ها در زاویه ۹۰ درجه در مقابل چشمه و در ضخامت‌های مختلف از هدف طلا

### بحث و نتیجه گیری :

ضخامت بهینه به دست آمده از این روش با نتایج تجربی به دست آمده در کمپانی فوتو الکترونیک مشابه و یکسان می باشد، آنها نیز برای طلا در انرژی ۴۰ کیلو الکترون ولت ضخامت ۱ ماکرومتر را از روش تجربی به دست آورده اند [۶]. در ضخامت‌های بالاتر از این مقدار خودجذبی فوتون‌ها در هدف بالا می رود و در ضخامت‌های پایین تر از این مقدار بیشتر الکترون‌ها از هدف عبور کرده و فراوانی فوتون‌های خروجی پایین است.

برای افزایش شمارش فوتون‌ها در خروجی می توان به جای تالی آشکار ساز نقطه ای F5 ، (F5-point) از تالی F5-ring استفاده کرد. خطوط مشخصه طلا در طیف نشان داده شده در نمودار شکل (۴) با گزارشات ثبت شده در مرجع شماره [۱۰] مشابه می باشد. یک تابش ایکس مشخصه دیگر در این مرجع در انرژی ۱۳/۳۷ ذکر شده است که در مدل شبیه سازی شده دیده نمی شود، این اختلاف به دلیل به روز نبودن سطح مقطع کتابخانه ای (MCPLIB22) کد MCNP4C می باشد که سطح مقطع‌های کتابخانه ای این کد، در نسخه ۵ آن تصحیح شده است.

ماکزیمم شمارش خروجی فوتون‌ها در زاویه ۹۰ درجه مشاهده شد و هر چه که به سمت ۰ یا ۱۸۰ درجه، نزدیک می شویم از تعداد فوتون‌های آشکار شده کاسته می شود. این مطلب در نمودار شکل (۵) آورده شده است و تایید کننده این موضوع است که تولید فوتون‌های برم اشتراک‌بندی بیشتر به سمت جلو است و هر چه که انرژی بالاتر رود پیشرو بودن طیف فوتون‌ها آشکارتر می شود.



مراجع:

- [1] M. J. Rivard., et al. "Calculated and Measured brachytherapy dosimetry parameters in water for the Xofig Axxent X-Ray Source: ". *Medl Phys*, 33 (11), 4020-4031, (2006).
- [2] T. Rusch., et al. "Characterization of a new miniature x-ray source for electronic brachytherapy," *Med. Phys.* 31, 1807, abstract (2004).
- [3] Rivard et al. "Update of AAPM TG- 43 report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations" *Med Phys* 31, 633-674, (2004).
- [4] M.J. Rivard., et al. " Radiological dependence of electronic brachytherapy simulation on input parameter " poster #380 presented at the AAPM 48th annual meeting, orlando,FL,( 2006).
- [5] A. Sliski, J. Beatty, K. Harte and D. Smith. " A new miniature X-ray device for stereotactic radiation therapy " *Med. Phys.* 20, 1291, (1993).
- [6] K. Gall., P. Biggs. "A new miniature X-ray device for interstitial radiosurgery: Dosimetry" *Med. Phys.* 23(1), 53-62, (1996).
- [7] K. Armoogum., et al. "Implementation and experiences of an intraoperative radiotherapy service ". *J. Radiotherapy in Practice*, 5, 203–210, (2006).
- [8] J. W. Rieke., et al. "Dosimetric characterization and feasibility testing for a new electronic high dose rate brachytherapy source "at the 46th annual astro meeting, 2004, atlanta, USA.
- [9] J. K. Shultis., R. E. Faw. "An MCNP Primer" *Kansas State Uni*, (2006).
- [10] R. E. Van Grieken and A. A. Markowicz. "Handbook of X-ray Spectrometry" (Marcel Dekker), New York, (1974).