

# مطالعه کاربردی میدان مغناطیسی چگال تهی از جرم جهت طراحی مکانیزم جدید تولید پرتو ایکس

حسین نظری مقدم<sup>۱</sup>، \*مجتبی نواب پور<sup>۲</sup>، مسعود علیزاده عظیمی<sup>۱</sup>، دکتر حسن مولی دوست<sup>۳</sup>

## خلاصه:

**سابقه و هدف:** این طرح با هدف شناسایی کلیه پارامترهای موثر بر میدان مغناطیسی محدود جهت کنترل آنها به منظور افزایش بازدهی تولید، گسترش کاربرد، سهولت عملکرد و کاهش هزینه های تولید بوده است.

**مواد و روشها:** برای اجرای این تحقیق محاسبه دقیق اجزای تشکیل دهنده میدان مغناطیسی چگال صورت پذیرفته و به شرح زیر به اجرا در آمد:

یک محفظه خلاء  $10^{-2}$  mm/Hg که در داخل آن سیم لوله های هم محور لایه به لایه قرار دارند تشکیل شده، سیم لوله ها از خارج با قطر  $32$  cm و قطر سیم  $6$  mm شروع شده و تا  $9$  لایه ادامه یافته، داخلی ترین لایه قطر سیم لوله  $1$  mm و قطر سیمهایش  $0.2$  mm است، سیم لوله ها در طول هر  $5$  cm منقطع شده و جمع طولشان  $40$  cm است، فاصله بین دو شکاف ده برابر قطر سیمهاست. **یافته ها:** الکترونها از شتابدهنده در دو جهت E و F وارد محور مرکزی سیم لوله ها (سیم لوله یک میلیمتری داخلی) شده و قطب S میدان سیم لوله ها در سمت شتابدهنده قرار می گیرد، انحراف  $180$  درجه ای الکترونها در مقابله با F موجب از دست دادن قسمت مهمی از انرژی جنبشی آنها بصورت فوتونهای ایکس می گردد.

**نتیجه گیری و توصیه ها:** اشعه تولید شده بصورت  $4\pi r^2$  منتشر شده و مقدار پرتو توسط دزیترهایی که در فواصل خالی طولی سیم پیچ ها قرار داشت اندازه گیری شد. مقدار پرتو ایکس بطور خالص از اختلاف مقادیر اشعه ایکس و الکترونها پراکنده بدون فیلتراسیون الکترونها با مقادیر اندازه گیری شده با فیلتراسیون الکترونها بدست آمد.

**کلمات کلیدی:** پرتو ایکس، ظرفیت حرارتی، فاکتورهای تابش، میدان مغناطیسی چگال.

## مقدمه:

فوتونهای ایکس و برای لایه های خارجی تر که انرژی بستگی کمتری دارند بترتیب ماوراء بنفش، نور مرئی، مادون قرمز و طول موجهای بلندتر از مادون قرمز است. در این مکانیزم بدلیل یونیزاسیونهای متعدد در لایه های خارجی مقدار زیادی فوتونهای مادون قرمز تولید می شود که موجب افزایش درجه حرارت محیط هدف می گردد. (۱-۳) در تابش ناشی از پدیده ترمزی الکترونها پرتوهای پراثر بر خورد متقابل با میدان اطراف هسته های اتمهای ماده هدف بطور نسبی منحرف یا متوقف می شوند، این انحراف یا توقف نسبی تابع احتمالات است و به بی نهایت شکل مختلف اتفاق می افتد، در نتیجه

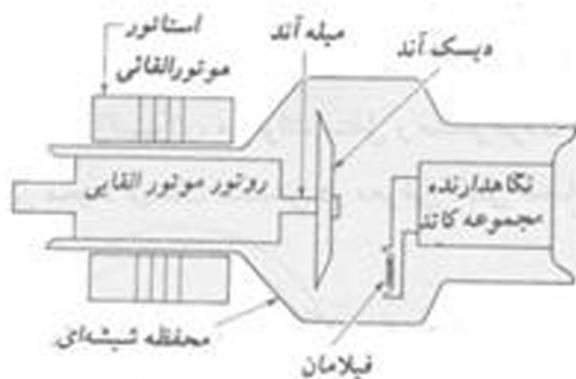
دو مکانیزم تولید اشعه ایکس در مقیاس فوق میکروسکوپی تبدیل انرژی جنبشی الکترونها پرتوهای پراثر در برخورد با اتمهای محیط مادی (ماده هدف) به فوتونهای اشعه ایکس بصورت اختصاصی و ترمزی است. در تابش اختصاصی پدیده یونیزاسیون اتفاق افتاده و جای خالی الکترونها پدیده شده توسط الکترونها لایه بالاتر پر شده و تفاوت انرژی بستگی دو مدار الکترونی بصورت تابش اختصاصی از اتم خارج می شود. در صورتی که این جابجایی مربوط به لایه های داخلی (با انرژی بستگی نسبتاً زیاد) باشد این تابش اختصاصی از نوع

۱- مربی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی، دانشکده پیراپزشکی، گروه تکنولوژی پر توشناسی

۲- مربی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شهید بهشتی، دانشکده پیراپزشکی، گروه تکنولوژی پر توشناسی (\*نویسنده مسئول)

۳- متخصص فیزیک پزشکی

شکل (۲): دیاگرام لامپ مولد اشعه ایکس با آنود دوار (۴ و ۵)



اشعه ایکس در پزشکی (تشخیص و درمان)، صنعت، علوم پایه، امور امنیتی و حفاظت، تحقیقات و ... کاربرد گسترده‌ای دارد. تولید اشعه ایکس بواسطه بازدهی بسیار پایین تبدیل انرژی الکتریکی به این نوع انرژی بویژه استفاده از اشعه ایکس و لنتاژ متوسط و پایین در روش جدید درمان سرطان و مشکلات متعدد و کمبود تکنیکی که در این زمینه وجود داشت، ضرورت این تحقیق را بعنوان یک وظیفه حرفه‌ای نشان می‌داد. این پروژه کوششی است برای جبران کمبودها و محدودیتهای موجود.

مسائل و محدودیتهای مولدهای اشعه ایکس عبارتند از:  
الف: ضریب تبدیل بسیار پایین لامپهای اشعه ایکس تشخیصی بنحوی که در این لامپها کمتر از یک درصد از انرژی الکتریکی به اشعه ایکس و بیش از ۹۹٪ به حرارت تبدیل می‌شود.  
ب: محدودیت انتخاب شدتهای بالا بویژه در زمانهای کوتاه یا بلند که در بعضی از تکنیکهای تشخیصی و درمانی اهمیت ویژه‌ای دارد.

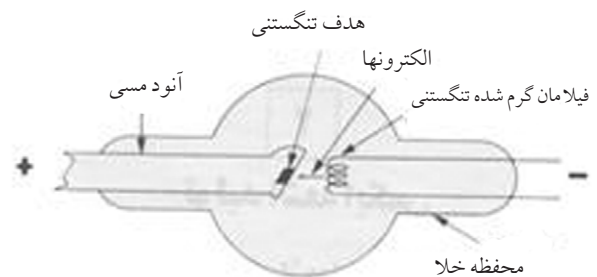
ج: پیچیدگی تکنیکی ساخت بدلیل تولید حرارت بسیار زیاد.  
د: هزینه بالا و قیمت زیاد تیوب ناشی از پیچیدگی های تولید و ساخت.

ه: دوام نسبتاً کم و ناهمگنی پرتو که موجب افزایش دز جذبی بیمار می‌شود.

اجرای این طرح در جهت کاهش این محدودیتهای، بهبود کیفیت، افزایش بازدهی و ظرفیت حرارتی، کاهش هزینه های تولید اشعه ایکس، سهولت عملکرد، افزایش دوام و طول عمر و کاهش دز جذبی بیمار صورت پذیرفته است.

در بسیاری از این برخوردنها انحرافهای جزئی و متعدد ایجاد می‌گردد که در نتیجه قسمت کمی از انرژی جنبشی الکترونها تابشی به فوتون تبدیل می‌شوند و چون انرژی این فوتونها کم هستند اغلب در محدوده مادون قرمز می‌باشند که موجب افزایش درجه حرارت ماده هدف می‌گردد. (۲-۴)

این فرآیندها جزئی از ماهیت تولید اشعه ایکس هستند، بنابراین تولید حرارت با این مکانیزمهای تولید اجتناب ناپذیر است.



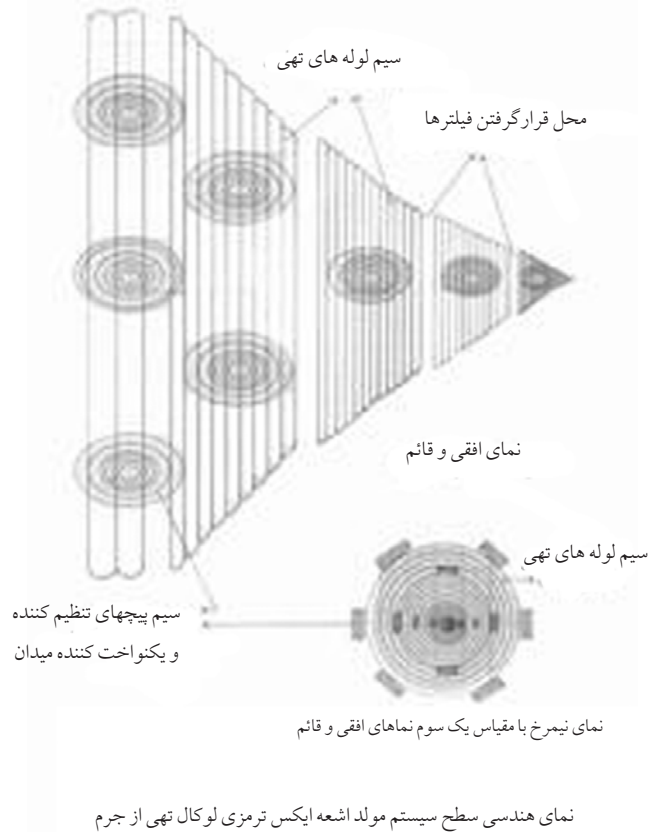
شکل (۱): دیاگرام تولید اشعه ایکس، الکترونها تولید شده در کاتود بر اثر پدیده ترمیونیک تحت تاثیر میدان الکتریکی بین کاتود و آنود سرعت گرفته و بر اثر برخورد با آنود اشعه ایکس تولید می‌شود.  
مسائلی که عملاً از پایین بودن بازدهی و تولید حرارت بسیار زیاد ایجاد می‌شوند عبارتند از:

عمر محدود لامپ، حرارت بسیار زیاد در سطح آنود موجب ذوب تدریجی نقطه‌ای سطح کانونی آنود می‌گردد که بتدریج موجب پراکندگی پرتو و نهایتاً خروجی بسیار ناچیز اشعه ایکس از آن می‌شود، این حرارت ضمناً باعث تبخیر تدریجی تنگستن آنود و فیلامان کاتود شده و این بخار در جدار داخلی شیشه‌ای لامپ نشسته و موجب ایجاد یک الکتروود جدید و انحراف الکترونها و نهایتاً عدم خروج اشعه از لامپ می‌شوند، همچنین در موارد متعددی انبساط ناگهانی آنود بر اثر حرارت زیاد موجب ترکیدگی آن گردیده و همه این موارد موجب از کار افتادن لامپ می‌شوند.

- محدودیت کاربرد: ظرفیت حرارتی محدود لامپهای اشعه ایکس بویژه انواع تشخیصی موجب عدم امکان اعمال فاکتورهای تابش نسبتاً بالا بویژه در زمانهای کوتاه می‌شود.

- هزینه سنگین، پیچیدگیهای تکنیکی از قبیل اختلاف ضریب انبساط عناصر مختلف تشکیل دهنده اجزاء لامپ در حرارتهای بالا و عدم تحمل بسیاری از قطعات صنعتی مانند بلبرینگها در چنین حرارتی موجب هزینه بسیار بالای این لامپها شده است.

همراه با دو فضای خالی ۰/۵ سانتیمتری ۵cm است و یا طول واقعی آنها ۴cm است. فضاهای خالی برای نصب دزیمر و اندازه گیری پرتو ایکس تولید شده و الکترونهای پراکنده قرار داده شده اند. (۶)



**شکل (۴):** دیاگرام هندسی برش قائم سیم لوله ها برای ایجاد میدان مغناطیسی چگال و لوکال تهی از جرم

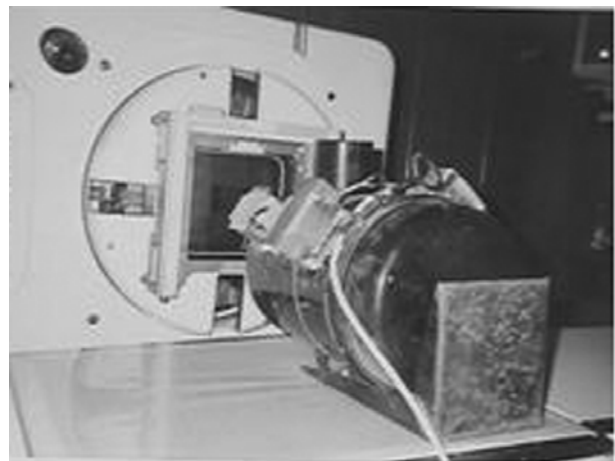
اندازه گیری ها با دزیمر T.L.D از نوع Lif انجام گرفتند، برای نتیجه گیری دقیقتر فیلترهایی از جنس مس با ضخامت ۲mm در محل فضاهای خالی بین سیم پیچ ها قرار داده شدند. مقدار اندازه گیری شده بدون فیلتر  $1\text{Rad}$  و با فیلتر در حدود یک راد بود، این آزمایش بارها تکرار گردید. ما به التفاوت این دو مقدار اشعه ایکس تولید شده است. (۷ و ۶)

### بحث و نتیجه گیری:

مهمترین دستاورد این تحقیق نشان دادن امکان تولید اشعه ایکس بدون استفاده از محیط مادی (هدف یا آنود) می باشد که در اینصورت مشکل بازدهی و تولید حرارت بسیار زیاد در حد بسیار قابل توجهی رفع می شود، مقادیر اندازه گیری شده نشان می دهند که حداقل بازدهی

### مواد و روشها:

در این تحقیق یک مکانیزم عملی کاملاً متفاوت برای تولید اشعه ایکس اجرا شده است. بدین ترتیب که در این نوع مولد یا روش تولید اشعه ایکس، آنود و اختلاف پتانسیل الکتریکی وجود ندارد و الکترونها با سرعت تنظیم شده از یک شتابدهنده کوچک وارد میدان مغناطیسی چگال و لوکال بدون جرمی در داخل محفظه خلاء می شوند و در آنجا بین الکترونهای تابشی و خطوط نیروی میدان مستقیم و سربه سر انحراف ۱۸۰ درجه ای پدید می آید. و این انحراف شدید مانند پدیده ترمزی موجب تبدیل قسمت اعظم انرژی جنبشی الکترون ها به فوتونهای ایکس می شود.



**شکل (۳):** اولین نمونه آزمایشگاهی تحقیقاتی مولد اشعه ایکس میدان مغناطیسی لوکال تهی از جرم

### یافته ها:

قسمتهای اصلی این نمونه آزمایشگاهی عبارتند از:  
- یک محفظه خلاء از جنس آلایژ آلومینیوم کریستال که روی آن توسط ورق محافظی پوشانده شده است و دارای دو دریچه است، یک دریچه در محور طولی و یکی عمود بر محور طولی. (میزان خلاء  $10^{-2}\text{mmHg}$ )

- سیم لوله های هم محور که بصورت همپوشان بر روی یکدیگر پیچیده شده اند، قطر سیم لوله خارجی ۳۲cm و قطر سیم آن ۶mm است، قطر سیم لایه های داخلی تریه ترتیب: ۵، ۴، ۳، ۲، ۱، ۰/۸، ۰/۶، ۰/۴ و ۰/۲ میلیمتر هستند، قطر سیم لوله داخلی ترین لایه ۱mm است.  
- سیم ها از جنس مس با پوشش لاکی هستند. طول سیم لوله ها

سپتامبر ۲۰۰۳ می باشد .

### تشکر و قدردانی:

از موسسات و مراکز ذیل که در انجام این تحقیق ما را یاری نمودند

تقدیر و تشکر می گردد:

- جهاد دانشگاهی دانشگاه شریف

- گروه برق دانشگاه شهید بهشتی

- مرکز تحقیقات و کارگاه شرکت رنگ زیراکس

- مرکز تحقیقات و بهینه سازی تجهیزات پزشکی دانشگاه علوم

پزشکی شهید بهشتی

به حدود ۱۰٪ افزایش می یابد، یعنی در حدود ده هزار درصد افزایش بازدهی نسبت به مولدهای اشعه ایکس تشخیصی تخمین زده می شود.

مشکل انتشار اشعه ایکس تولید شده بصورت  $4\pi r^2$  در این روش با کولیماتور براحتی قابل حل است و برای تولید اشعه ایکس تشخیصی

یک شتابدهنده بسیار کوچک (در حدود ۴۰cm) کافیسست، همچنین با این روش، تولید اشعه ایکس با شدتهای بسیار زیاد در زمانهای کوتاه

برای درمان و صنعت امکان پذیر می شود. (۸-۱۰)

این سیستم دارای ثبت اختراع داخلی با شماره ۲۹۰۷۷ مورخ

۸۲/۶/۱۰ و ثبت بین المللی P.C.T با شماره ۳۸۲۰۶۰۸۷ مورخ ششم

### References:

۱- اس کاری ، بی دودی ، سی موری ، ترجمه : محتشمی بهمن ،

فیزیک رادیولوژی تشخیصی کریستین سن چاپ اول ، تهران ،

انتشارات علوم پزشکی شهید بهشتی ، ۱۳۷۵ ، صفحات ۳۶ تا ۶۲

۲- برنیان پور حسن ، مبانی فیزیک پرتوها و پرتوزاها ، چاپ اول ،

تهران ، انتشارات الست ، ۱۳۷۰ ، صفحات ۴۵ تا ۴۸

۳- گودوین ، کوایمی ، مورگان ، ترجمه : رهبری غلامحسین ، آژیر

آراسته ، مبانی فیزیکی رادیولوژی ، چاپ دوم ، تهران ، انتشارات

دانشگاه تهران ، ۱۳۶۸ ، صفحات ۵۰-۲۷

۴- حیدریان مصطفی ، مبانی فیزیکی رادیولوژی و متدهای

تصویربرداری ، چاپ اول ، تهران ، انتشارات

رزوی ، ۱۳۷۰ ، صفحات ۴۲-۳۱ و ۱۴۱-۱۰۴

۵- نجم آبادی فریدون ، فیزیک تشعشع و رادیولوژی ، چاپ

دوم ، تهران ، انتشارات دانشگاه تهران ، ۱۳۷۳ ، صفحات ۱۰۵-۴۹

۶- نواب پور مجتبی ، نظری مقدم حسین ، طراحی و ساخت مولد

ایکس میدان مغناطیسی چگال تهی از جرم ، طرح تحقیقاتی ،

دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، ۱۳۸۲

7. John R.Cameron. Medical physics, U.S.A Wiley & Son, 3<sup>rd</sup> ed, 1996, Page 386-432

8. D.noreen chesney, Muriel O chesney, X-Ray equipment, Black well publication, U.K, 4<sup>th</sup> edition, 1998, Page 26-111, 128-257.

9. www.elsevie.com/locate/sab, J.Geyer, J.Reisel, Optimization of an electron cold cathode tube, October 1999.

10. www.elsevier.com/locate/radphysche, L.M.N Tavora, W.B.Gilboy, Mont Carlo studies of a novel X-Ray tube anode design, 2001.

## Applied research of X-Ray generator in local magnetic field without mass for design a new system of X-Ray

Nazaary, MH; MS<sup>1</sup>, \*Navab, PM; MS<sup>2</sup>, Alizadeh, AM; BS<sup>1</sup>, Moladoost, H; PhD<sup>3</sup>

### Abstract:

**Background:** The intention of this research performance is to create fundamental transfusion in X-Ray generation functional mechanism in order to promote its efficiency, application expansion, production cost reduction, operation facility.

**Materials and methods:** For performing this project, a series of software investigation has been required to precise exploration and preliminary problems solution. A vacuum case .0.01 mmHg that has homo axial coils that are laid layer by layer inside the vacuum.

The coils are formed by 32cm diameter in outer layer that is constituted by 6mm thin wire. The number of total layers is up to 9.

The inner layer has 1mm diameter and its wire is 0.2mm. The coils have been broken off length wise each 5cm. and its total length is 40cm

**Results:** The 180 degree deviation of electrons causes dissipation of bulk of their kinetic energy in the form of X-Ray photon.

**Conclusion:** The measurement of pure intensity of X-Rays was obtained from difference between X-Rays and scattered electrons with out electron filtration and electron measured intensity with filtration

**Keywords:** Heat capacity, Local magnetic field, Radiation factors, X-Ray

---

1- Instructor, Shahid beheshty university of medical sciences. paramedical faculty, radiology technology department

2- \*(corresponding author) Instructor, Shahid beheshty university of medical sciences. paramedical faculty, radiology technology department

3-Medical physicist