شرکت دانش بنیان صبا شیلد تولید کننده انواع شیلد های بدون نویز سی تی اسکن جهت حفاظت از اندامهای حساس به اشعه در حین تصویر برداری سی تی (کاهش 50٪ دوز چشم، تیروئید، پستان و تخمدان بدون ایجاد نویز در تصویر) و همچنین اولین تولید کننده انواع روپوش های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای در ایران

شامل انواع اپرون سربی یکطرفه، جلیقه دامن، روپوش دو طرفه، تیروئید بند و گناد بند

وبسایت: sabashield.com

تماس: 66577181-021

09108083206

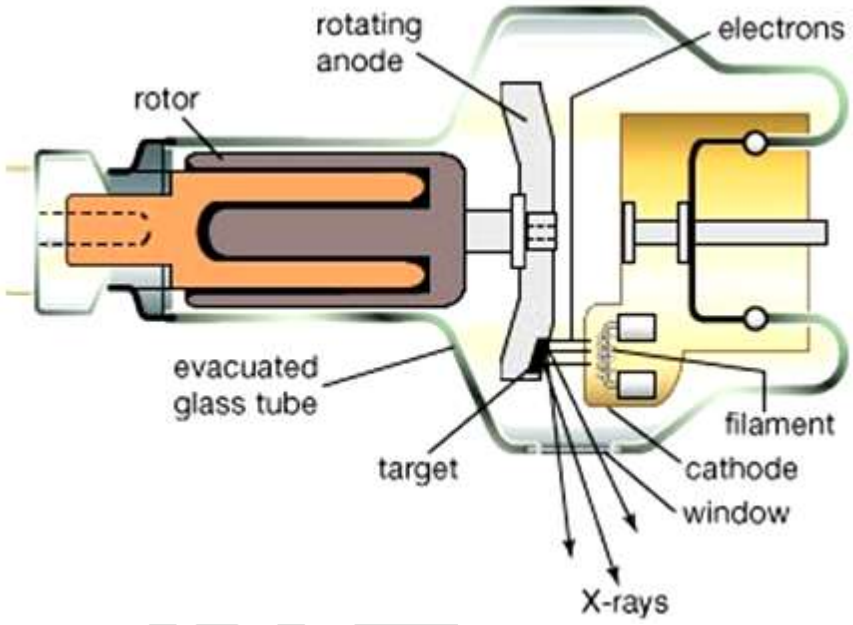
فصل 2

لامپ اشعه ایکس

لامپ اشعه ایکس را می توان قلب دستگاههای تصویر برداری رادیولوژی نام برد. لامپ اشعه ایکس شامل یک منبع الکترونی، مسیر خلا برای شتاب دادن الکترونها، آند و یک منبع خارجی برای شتاب دادن الکترونها می باشد. برای تولید اشعه ایکس با استفاده از این لامپ، الکترونها با گرم کردن فیلامان آزاد شده و تحت اختلاف پتانسیل بالای کاتد و آند شتاب گرفته و با انرژی بالایی به آند برخورد می کنند. در اثر برخورد آنها به آند طبق پدیده فیزیکی تابش ترمزی و اختصاصی بخشی از انرژی الکترونها به اشعه ایکس تبدیل می شود. قسمت اعظم انرژی الکترونها بصورت گرما تلف خواهد شد. در این فصل همه اجزای لامپ اشعه ایکس معرفی شده و فرایند تولید اشعه ایکس در آن توضیح داده خواهد شد.

2-1- اجزای تشکیل دهنده لامپ اشعه ایکس

لامپ اشعه ایکس از بخش های مختلفی تشکیل شده است. شکل 2-1 تصویر شماتیک از یک لامپ اشعه ایکس با آند دوار را نشان می دهد. مهمترین قسمت های لامپ شامل کاتد، فیلامان، آند، منبع ولتاژ- بالا و محفظه لامپ می باشد.



شکل 2-1. قسمت های اصلی یک لامپ اشعه X با آند-دوار.

2-1-1- کاتد[1]

کاتد قطب منفی لامپ اشعه ایکس بوده و منبع تولید الکترون در لامپ می باشد که شامل فیلامان و سرپوش کانونی است. یک مداری به فیلامان وصل شده که می تواند تا 10 ولت ولتاژ را به فیلامان اعمال کند. در اثر این ولتاژ جریانی تا 7 آمپر از فیلامان عبور خواهد کرد که باعث گرم شدن فیلامان خواهد شد. هنگامی که فلزی گرم شود تحرک الکترونهای آن زیاد شده و الکترونها تا حدودی از سطح فلز دور می شوند و ابری از الکترونها در اطراف فلز تشکیل می شود. به این فرایند ترمویونیک[2] گفته می شود. در اثر فرایند ترمویونیک الکترونها اطراف

[1] Cathod
[2] Thermoionic

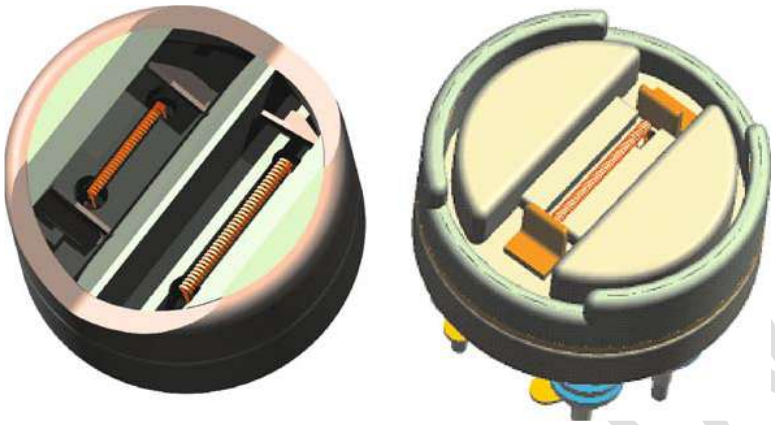
سطح فیلامان را احاطه کرده که با اعمال یک انرژی خارجی مثل اختلاف پتانسیل، این الکترونها را می توان به سمت آند شتاب داد. اگر پتانسیل آند نسبت به کاتد مثبت باشد شاری از الکترونها به سمت آند حرکت خواهند کرد که به آن جریان لامپ گفته می شود. با تنظیم جریان فیلامان (میزان دمای فیلامان با تغییر جریان فیلامان تغییر خواهد کرد) می توان جریان لامپ را کنترل کرد.

2-1-2- فیلامان[1]

فیلامان فنری با 2 میلیمتر قطر و 1 تا 2 سانتی متر طول می باشد. نقش فیلامان در لامپ تولید الکترون می باشد. فیلامان را معمولا از تنگستن توریوم دار درست می کنند. تنگستن توانایی ترمویونیک بالایی داشته و نقطه ذوب آن 3370 درجه سانتی گراد است. همچنین تنگستن به راحتی بخار نمی شود. ویژگیهای مذکور تنگستن را فلزی ایده آل برای استفاده به عنوان فیلامان می کند. افزودن 1-2 درصد توریوم به تنگستن، قدرت پخش ترمویونیک آن و همچنین عمر لامپ را افزایش می دهد. در برخی لامپ ها یک فیلامان و در برخی دو فیلامان بزرگ و کوچک استفاده می شود. شکل 2-2 دو نوع کاتد حاوی یک و دو فیلامان را نشان می دهد. اگر دو فیلامان در لامپی استفاده شود معمولا یکی از فیلامانها بزرگتر از دیگری می باشد. فیلامان بزرگتر برای تولید جریان لامپ بالا استفاده می شود. در مقابل با بزرگتر شدن فیلامان رزولوشن تصویر برداری کاهش خواهد یافت. فیلامان کوچکتر در مواردی که جریان پایین و رزولوشن بالا مورد نیاز است استفاده می شود. لامپهایی دارای دو فیلامان معمولا دارای دو سطح کانونی بر روی آند خواهند بود. کانون کوچک از 0/3 میلیمتر تا 1 میلی متر و کانون بزرگ از 1 تا 2/5 میلی متر تغییر می کنند.

فیلامان از آسیب پذیرترن بخش های لامپ می باشد. با گذشت زمان تبخیر شده و مواد ناشی از تبخیر بـر روی شیشه محفظه لامپ ته نشین می شود. با زیاد شدن این مواد لایه برنزی رنگ بر روی لامپ شکل می گیرد تـه نشین شدن فلز بر روی شیشه یک الکترودی را ایجاد می کند که ممکن است بخاطر اختلاف پتانسیل بالایی که با کاتد دارد باعث تخلیه الکتریکی شده و در نهایت منجر به شکستن لامپ می شود. همچنین خود فیلامـان بـر اثر تبخیر نازک شده و ممکن است بشکند. در صورت شکستن فیلامان یا شیشه، لامپ قابل استفاده نخواهد بود.

[1] Filament



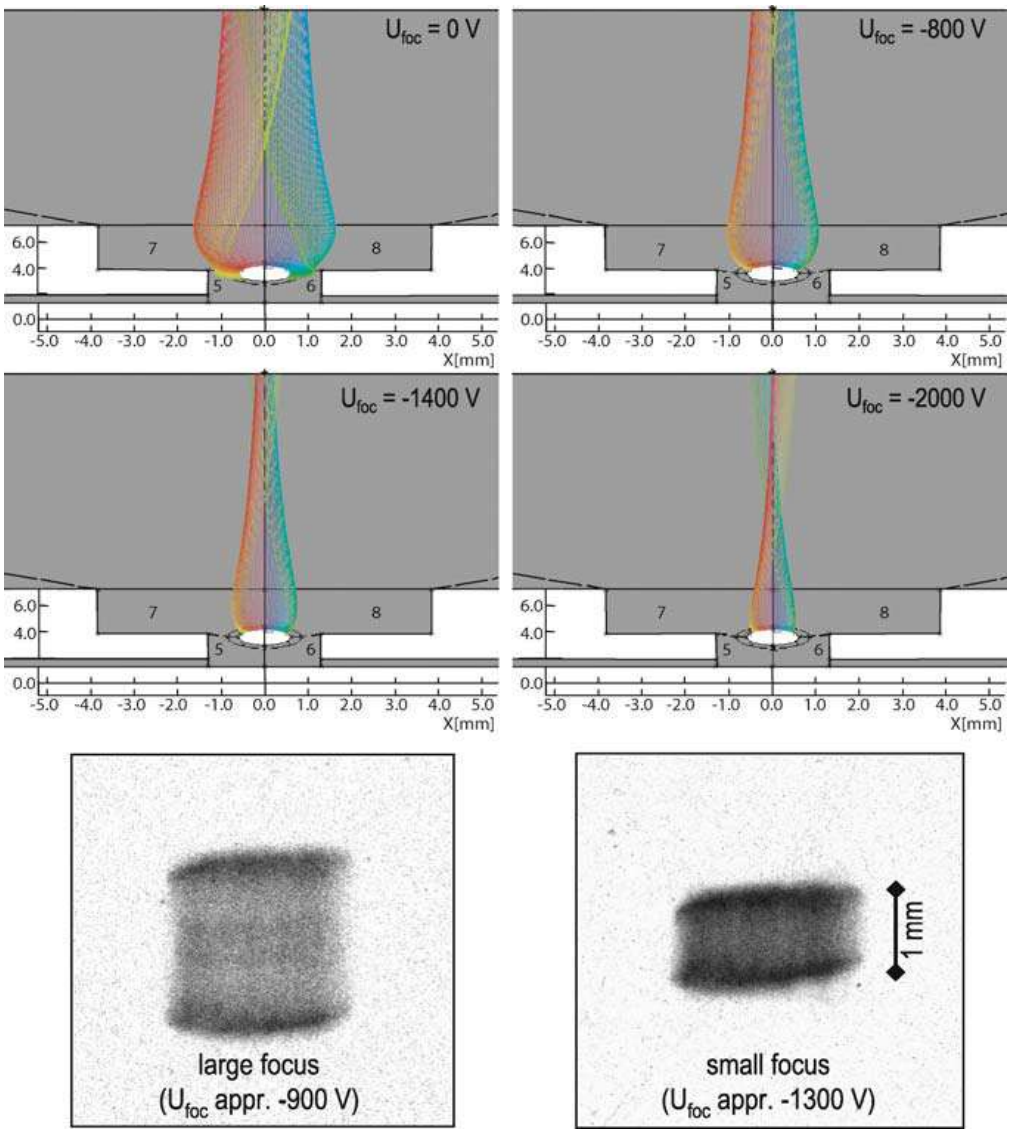
شکل2-2. کاتد حاوی یک و دو فیلامان. سرپوش کانونی در هر دو شکل فیلامان را احاطه کرده است.

2-1-3- سرپوش کانونی[1]

فیلامان در داخل یک لفافه یا بخش فلزی بنام سرپوش کانونی قرار دارد. چون تمام الکترونها که از کاتد به آند شتاب می گیرند دارای بار منفی هستند بنابراین تمایل دارند که از یکدیگر دور شوند و بعضی از آنها ممکن است به آند نرسند. سرپوش کانونی دارای بار منفی است و باعث می شود که الکترونها روی یک قسمت کوچک از آند متمرکز شوند. شکل های 2-2 و 2-3 سرپوش کانونی و چگونگی عملکرد آن را نشان می دهند. سطحی از آند که توسط الکترونها بمباران می شود سطح و یا نقطه کانونی نامیده می شود. به کمک سرپوش کانونی می توان سطح کانونی الکترونها را کنترل کرد. عمل یک سرپوش کانونی بوسیله اندازه و شکل سرپوش، بار آن (پتانسیل تمرکز)، اندازه و شکل فیلامان و طرز قرار گرفتن فیلامان در داخل آن مشخص می شود. اثر میزان پتانسیل تمرکز بر سطح کانونی در شکل 2-3 نشان داده شده است. مشاهده می شود که با افزایش بار سرپوش کانونی میزان سطح کانونی کوچکتر می شود. البته افزایش غیر نرمال این بار، نتیجه معکوسی داشته و میزان تمرکز را کاهش خواهد داد. متمرکز کردن الکترونها یک موضوع حیاتی در تصویر برداری می باشد. هرچه نقطه کانونی کوچکتر باشد رزولوشن تصویر برداری افزایش خواهد یافت. در مقابل با کوچکتر کردن نقطه کانونی میزان گرمای تجمع یافته در محل برخورد الکترونها افزایش خواهد یافت.

[1] Focusing cup

DO NOT COPY



شکل 2-3. اندازه سطح کانونی شبیه سازی شده در پتانسیل های مختلفی از سرپوش کانونی. تصویر ردیف سوم دو نوع سطح کانونی بزرگ و کوچک را نشان می دهد.

2-1-4- محفظه شیشه ای[1]

الکترونهای کنده شده از فیلامان بایستی در مسیری خالی از هر نوع ذره به سمت آند حرکت کنند. اگر الکترونها در طی مسیر به ذرات اتمی برخورد کنند درصد قابل توجهی از انرژی خود را قبل از آنکه به آند برسند از دست خواهند داد. برای این منظور محفظه ای از جنس شیشه لامپ را احاطه کرده است که داخل آن خلا می باشد.
تمام عناصر لامپ در داخل محفظه شیشه ای قرار دارند. معمولا محفظه شیشه ای را از جنس پیرکس می سازند، تا در برابر گرمای زیاد تولید شده مقاومت کرده و همچنین خلاء داخل شیشه را حفظ کند. خلاء باعث تولید موثر اشعه ایکس شده و عمر لامپ را افزایش می دهد. استفاده از شیشه و آسیب پذیر بودن آن می تواند باعث کاهش عمر لامپ شود. در برخی لامپ ها از محفظه فلزی به جای شیشه استفاده می شود که دارای استحکام بالایی می باشد. اما بایستی توجه کرد که استفاده از فلز به عنوان محفظه لامپ مشکلات فنی دارد. فلز می تواند در دیواره لامپ به عنوان یک الکترود عمل کرده و باعث تخلیه الکتریکی در لامپ شود. همچنین در صورت برخورد الکترونهای شتابدار به آن اشعه ایکس تولید خواهد شد که این مساله می تواند بیم اصلی را تحت تاثیر قرار داده وباعث اختلال در آن شود. هر چند محققان با یک سری طراحی های خاص توانسته اند بر مشکلات مذکور غلبه کرده و لامپ هایی با حفاظ فلزی نیز بسازند

2-1-5- محفظه محافظ[2]

لامپ اشعه ایکس در داخل یک پوشش محافظ که از جنس سرب می باشد قرار دارد (شکل 2-4) و برای کنترل دو خطر جدی که رادیولوژیست های قدیمی را تهدید می کرد طراحی شده است و آن دو خطر عبارتند از: تشعشع اضافی و شوک الکتریکی یا برق گرفتگی. پرتوهای ایکس پس از تولید به صورت ایزوتروپیک ساطع می شوند، یعنی اینکه با یک شدت در تمام جهات پخش می شوند، و ما فقط آن قسمتی را می خواهیم که از یک قسمت مخصوص بنام پنجره خارج می شود. پرتوهای دیگر که از لایه محافظ خارج می شوند پرتوهای نشتی هستند. آنها در رادیولوژی تشخیصی هیچ کاربردی ندارند و باعث پرتوگیری غیر ضرور بیمار و تکنولوژیست می

[1] Glass envelope
[2] Housing

شوند. یک محفظه محافظ خوب طراحی شده بایستی مقدار پرتو نشتی را تا کمتر از 100mR/hr در فاصله یک متری، وقتی که دستگاه با حداکثر ظرفیت کار می کند، کاهش می دهد.

شکل 2-4. نمونه ای از محفظه محافظ لامپ

برای جلوگیری از برق گرفتگی اتفاقی, محفظه محافظ، بخشی را که برای ولتاژ- بالا طراحی شده، در بر می گیرد. مرگ ناشی از برق گرفتگی که اولین تکنولوژیستهای رادیولوژی را تهدید می کرد یکی از خطرات جدی بشمار می رفت. محفظه محافظ همچنین یک محافظ مکانیکی برای لامپ اشعه ایکس می باشد و آنرا در برابر صدمات ناشی از استفاده نادرست محافظت می کند. محفظه محافظ اطراف بعضی از لامپ ها داری روغن می باشد که هم بعنوان عایق الکتریکی و هم بعنوان خنک کننده عمل می کند. بعضی از این محفظه ها نیز دارای پنکه خنک کننده هستند که لامپ را بوسیله باد خنک کرده و یا این که روغن اطراف لامپ را خنک می کند.
علیرغم طراحی دقیق محفظه محافظ, هرگز نباید هنگام آزمون رادیوگرافی لامپ را لمس کرده برای موقعیت دادن لامپ, هرگز نباید از کابلهای فشار قوی و ترمینالها استفاده کرد.

2-1-6- آند[1]

آند قطب مثبت لامپ اشعه ایکس را تشکیل می دهد. دو نوع آند وجود دارد: آند ثابت[2] و دوار[1] (شکل 2-5). لامپهای آند ثابت در دستگاه رادیولوژی دندان و دستگاههای پرتابل و دیگر دستگاههای اشعه ایکس که برای

[1] Anode
[2]Stationary anode

آزمونهای خاص هستند و نیاز به جریان بالا ندارند، استفاده می شوند. اغلب دستگاهای اشعه ایکس معمولی از نوع آند دوار هستند چون آنها باید در زمان کوتاه قادر به تولید اشعه ایکس با شدت زیاد باشند.

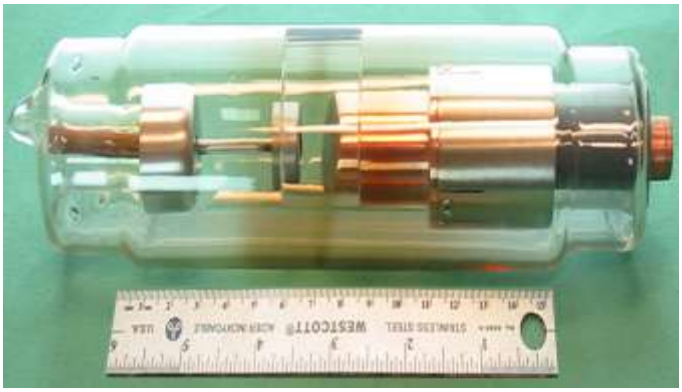
آند در لامپ اشعه ایکس چندین عمل انجام می دهد. مهمترین وظیفه آند تولید اشعه ایکس است. وقتی الکترونهای پر انرژی به سطح آند برخورد می کنند طی فرایند تابش ترمزی و یا اختصاصی کمتر از 1٪ از انرژی خود را به اشعه ایکس تبدیل می کنند. بیش از 99٪ انرژی جنبشی الکترونها به گرما تبدیل می شود. این گرما قبل از اینکه آند را ذوب کند باید فورا از آند دور شود. لذا بایستی در طراحی آند فلزی انتخاب شود که دمای ذوب بالایی داشته باشد. همچنین فلز انتخاب شده بایستی دارای بازده بالایی در تولید اشعه ایکس بوده و از طرفی هدایت گرمایی بالایی داشته باشد و گرمای تولید شده را سریع به بیرون لامپ هدایت کند. فلزی که هر سه ویژگی فوق را توامان داشته باشد، وجود ندارد. برای این منظور، در لامپ های با آند ثابت، محل برخورد الکترونها را از فلزی با ظرفیت گرمایی و بازده تولید اشعه بالا و اطراف آن را از فلزی با هدایت گرمایی خوب انتخاب می کنند. تنگستن فلزی مناسب برای استفاده به عنوان سطح کانونی و مس کاندید خوبی برای هدایت گرمایی می باشد. لذا در لامپ های آند ثابت هر دو فلز در ساخت آند استفاده می شوند. البته در لامپ های آند دوار برای خارج کردن گرما نمی توان از مس استفاده کرد. خارج کردن گرمای اضافی از لامپهای اشعه ایکس با ظرفیت بالا یک مشکل بزرگ مهندسی این دستگاه ها بشمار می رود. در لامپ های آند دوار، گرمای تولید شده در آند نباید به مجموعه روتور[۲] و استاتور[۳] که مولد حرکت دورانی هستند انتقال داده شود. در صورت رسیدن گرما به روتو باعث آسیب دیدن مدارات الکتریکی شده و لامپ از کار خواهد افتاد. برای این منظور مجموعه آند را با میله ای از جنس مولیبدنیوم می سازند. این ماده عایق حرارتی بوده و بخش آند را از بخش روتور- استاتور ایزوله می کند. برای انتقال حرارت ایجاد شده در آند دوار از خاصیت تشعشعی گرما بهره گرفته می شود. به بیان دیگر گرمای آند در اثر چرخش با سرعت بالای آند بصورت تشعشع مادون قرمز از سطح آند ساطع شده و سپس به محفظه و روغن لامپ و از آنجا به محیط بیرون هدایت خواهد شد.

آند همچنین هادی الکتریکی است و الکترونهای پرتاب شده از کاتد را جذب و از طریق کابلهای متصل به لامپ اشعه ایکس به ژنراتور بر می گرداند.

---

[1]Rotating anode
[2]Rotor
[3]Stator

DO NOT COPY



شکل 2-5. لامپ با آند ثابت (ردیف بالا) و دوار (ردیف پایین)

2-1-7- هدف[1]

هدف قسمتی از آند می باشد که بوسیله الکترونهای تابش شده از کاتد بمباران می شود. در لامپهای اشعه ایکس آند ثابت, هدف از جنس آلیاژی از تنگستن می باشد که در داخل آند مسی قرار دارد. در لامپهای اشعه ایکس آند دوار, سرتاسر دیسک چرخان هدف را تشکیل می دهد. مخلوط کردن تنگستن (معمولا بارنیوم) به آن استقامت زیادی در برابر حرکت دورانی زیاد آند می دهد.

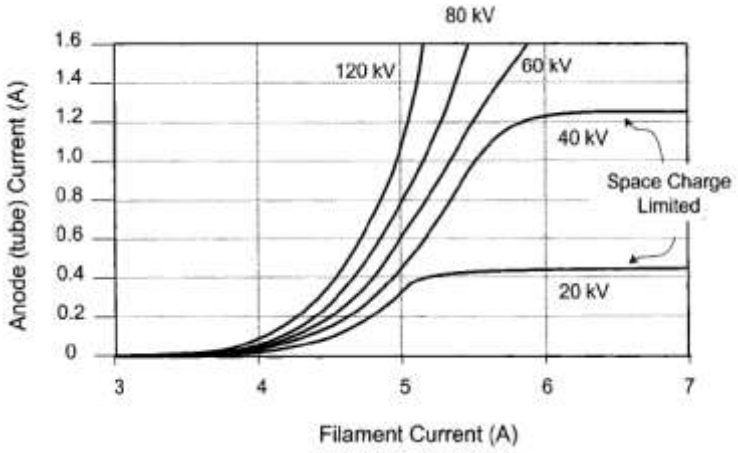
تنگستن به سه دلیل بعنوان ماده اصلی هدف انتخاب می شود:

[1] Target

1- عدد اتمی: تنگستنی با عدد اتمی بالا 79، بار زیادی در هسته خود دارد و دارای نیروی الکترومغناطیسی بالایی بوده و برهمکنش قابل توجهی با الکترونهای پرشتاب ایجاد می کند. لذا باعث تولید موثر و پر انرژی پرتوهای ایکس می شود.
2- قدرت هدایت گرمائی: قدرت هدایت گرمائی تنگستن تقریبا برابر قدرت هدایت گرمائی مس است. بنابراین فلز خوبی برای هدایت و دور کردن گرمای تولید شده می باشد.
3- نقطه ذوب بالا: هر ماده ای اگر به اندازه کافی گرم شود،ذوب شده و بصورت مایع در می آید. تنگستن دارای نقطه ذوب بالا، 3370 درجه در مقایسه با نقطه ذوب مس که 1083 درجه است، می باشد. بنابراین در برابر جریان بالای لامپ و گرمای حاصل از آن مقاومت کرده و ذوب نمی شود.

2-2- جریان فیلامان

جریان لامپ بوسیله جریان فیلامان تنظیم می شود. وقتی که دستگاه اشعه ایکس روشن می شود، ابتدا یک جریان ضعیف برای گرم کردن فیلامان از آن عبور می کند تا فیلامان را جهت تولید گرمای لازم برای تولید اشعه ایکس آماده کند. هنگامی که جریان کم از فیلامان عبور می کند، هیچ جریانی از لامپ عبور نمی کند چون میزان گرمای تولید شده آنقدر نیست که تابش ترمویونیک صورت گیرد.



شکل 2-6. جریان لامپ بوسیله تغییر جریان فیلامان کنترل می شود. به علت تابش ترمویونیک تغییر کوچکی در جریان فیلامان باعث تغییرات شدید در جریان لامپ می شود.

اگر جریان بقدر کافی زیاد باشد که تابش ترمویونیک صورت گیرد، کمی افزایش جریان فیلامان باعث افزایش چشمگیری در جریان لامپ خواهد شد. همانطور که در شکل 2-6 نشان داده شده است این رابطه بین جریان فیلامان و جریان لامپ به ولتاژ دو سر کاتد– آند نیز بستگی دارد. در شکل دیده می شود که در یک جریان مشخصی از فیلامان، افزایش ولتاژ دو سر لامپ میزان جریان لامپ را افزایش می دهد.

الکترونهای تابش شده از فیلامان در ابتدا برای چند لحظه در اطراف فیلامان قبل از اینکه به طرف آند شتاب بگیرند تجمع می کنند. این ابر الکترونی را فضای بار[1] می نامند از آنجائیکه این الکترونها دارای بار منفی هستند و خاصیت دفعی دارند لذا ابر الکترونی مانع آزاد شدن الکترونهای بیشتر از فیلامان خواهد شد. این پدیده را اثر فضای بار[2] می نامند. پدیده اثر فضای بار مانع مهمی برای افزایش جریان لامپ خواهد بود و می بایستی به نحوی این اثر کاهش داده شود. مانع اصلی در ساخت لامپهای اشعه ایکس با جریان بیش از mA1000 , طراحی وسایل جبران کننده فضای باردار است.

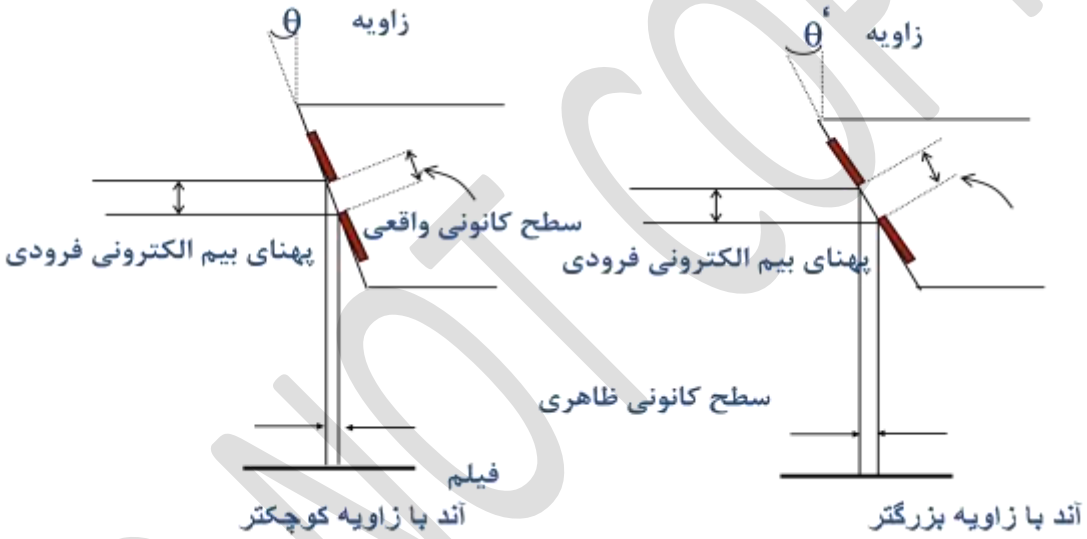
2-3- روش های افزایش ظرفیت گرمایی لامپ

2-3-1- آند زاویه دار

برای ایجاد تصویری با رزولوشن مناسب بایستی سطح کانونی را کوچکتر کرد. از طرفی برای بالا بردن تحمل گرمایی لامپ نیاز به سطح کانونی بزرگتری می باشد. به این منظور یک طراحی بر روی هدف لامپهای اشعه ایکس صورت گرفته تا نقطه کانونی همچنان کوچک مانده ولی محدوده وسیعی از هدف برای گرم شدن فراهم شد. این هدف با زاویه دار کردن[3] سطح آند عملی شد. این طرح بنام قانون خط- کانونی معروف است. در آند های زاویه دار دو نوع سطح کانونی شامل سطح کانونی واقعی و ظاهری تعریف می شود. سطح کانونی واقعی[4] مساحتی است که الکترونها به آن سطح برخورد می کنند. میزان ظرفیت گرمایی لامپ به سطح کانونی واقعی وابسته است. سطح کانونی ظاهری[5]، سطحی است که وقتی بطور عمود نسبت به سطح لامپ به آن نگاه شود به نظر خواهد رسید. میزان رزولوشن تصویر برداری با سطح کانونی ظاهری رابطه دارد. همانطوری که مشاهده می

[1] Charge space
[2]Charge space effect
[3]Slanting
[4] Effective focal spot
[5]Nominal focal pot

شود با زاویه دار کردن لامپ سطح کانونی واقعی افزایش و سطح کانونی ظاهری کاهش می یابد. البته نسبت سطح کانونی واقعی به ظاهری به میزان زاویه هم بستگی دارد. سطح کانونی واقعی و ظاهری دو لامپ با زاویه های متفاوت آندی در شکل 2-7 نشان داده شده است. همانطوری که در شکل دیده می شود نسبت سطح کانونی واقعی در هر دو حالت بزرگتر از سطح ظاهری می باشد اما این نسبت با افزایش زاویه کاهش می یابد. لذا افزایش زاویه آند به مقدار بالا موثر نخواهد بود. از این رو زاویه آند مقداری بین 7 الی 20 درجه را در لامپ های معمولی دارا می باشد.



شکل 2-7. دو آند با زاویه های متفاوت

با زاویه دادن به هدف، کانون ظاهری هدف خیلی کوچکتر از کانون حقیقی آن می شود. اندازه کانون ظاهری آن بخشی است که به مریض یا فیلم تابیده می شود. مزیت قانون خط-کانون این است که هم زمان با تهیه تصاویر واضح، گرما در منطقه وسیعی از نقطه کانونی هدف پخش می شود.

2-3-2- آند-دوار

هر چند استفاده از تنگستن به عنوان ماده هدف با دمای ذوب بالا، و زاویه دار کردن آند تا حدی می توانست ظرفیت گرمایی ایجاد شده در فرایند تابش الکترونها به آند را تحمل کند، اما برای کاربردهای مختلف این

صبا شیلد **تولید کننده شیلد های سی تی اسکن و اپرون های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای**

DO NOT COPY

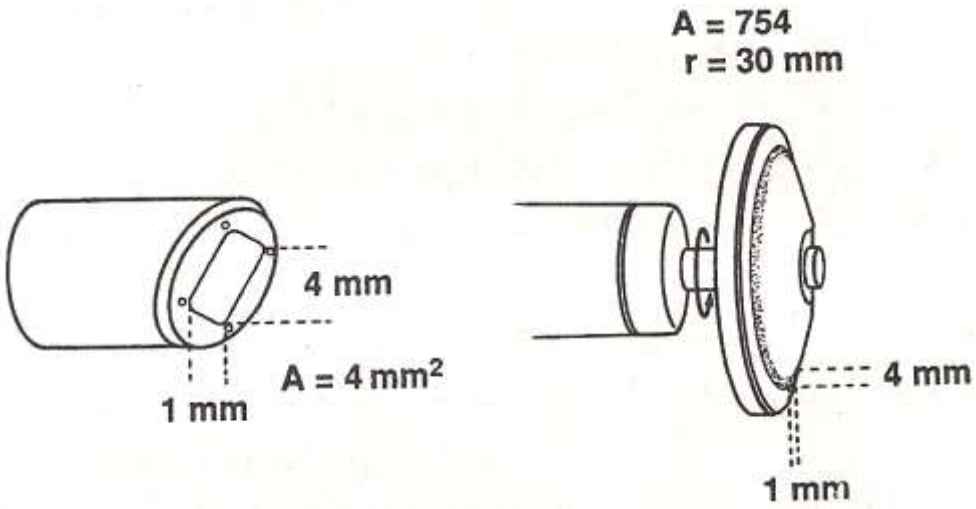
ظرفیت گرمایی کافی نبوده و می بایست با روشهای دیگری ظرفیت گرمایی لامپ افزایش داده می شد. یکی از پیشرفتهایی که در طراحی لامپ های اشعه X صورت گرفته و باعث افزایش قدرت جریان لامپ شده آند-دوار می باشد. آند دوار باعث می شود که الکترونها به منطقه وسیعی از آند برخورد کنند و همانند لامپهای آند-ثابت در یک نقطه کوچک متمرکز نشوند. به بیان دیگر در این روش گرما به جای تمرکز بر یک نقطه در سطح وسیعی از آند پخش خواهد شد. برای درک بهتر موضوع مساحت سطح کانونی یک آند ثابت با یک آند دوار نمونه در زیر مقایسه شده است. دو تا آند مطابق شکل 2-8 در نظر گرفته می شود. طول و عرض نقطه کانونی در آند ثابت به ترتیب 4 و 1 میلی متر می باشد. قطر آند دواری 7 سانتی متر است لذا خواهیم داشت:

مساحت واقعی هدف لامپ با آند ثابت:

$$1\times 4 = 4 \ \ mm^2$$

مساحت کل هدف آند دوار:

$$4 \times 2\pi(30) = 754\ mm^2$$



شکل 2-8. یک لامپ آند ثابت با نقطه ی کانونی 1mm ممکن است هدفی به مساحت $4mm^2$ داشته باشد در مقایسه با آن لامپ آند دوار می تواند هدفی با مساحت $754mm^2$ داشته باشد که ظرفیت گرمایی لامپ را نزدیک به 200 برابر افزایش می دهد.

بنابراین, لامپهای آند-دوار, مساحتی چند صد مرتبه بیشتر از مساحت هدف لامپهای آند ثابت برای واکنش و برخورد الکترونها با هدف را فراهم می آورند. عامل دیگری که در آند دوار می تواند باعث تغییر ظرفیت گرمایی لامپ شود سرعت دوران آند می باشد. ظرفیت گرمایی با افزایش سرعت دوران آند زیاد می شود. اغلب آندهای دوار با سرعتی حدود 3000 تا 10000 دور در دقیقه می چرخند.

2-4- اثر پاشنه آند[1]

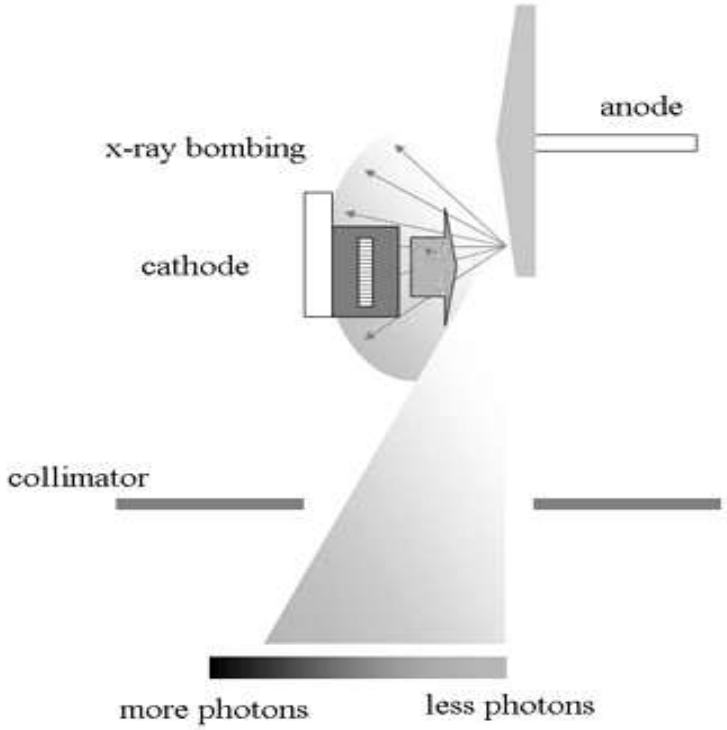
یکی از معایب قانون خط-کانون (زاویه دار کردن هدف) این است که شدت پرتو در سمت کاتد بیشتر از سمت آند است. الکترونهای سریع با اتمهای هدف در عمق های مختلف برخورد می کنند. و اشعه های ایکس تولید شده نیز ایزوتروپ هستند یعنی در تمام جهات با یک شدت پخش می شوند. همانطور که شکل 2-9 نشان می دهد, پرتوهای ایکس تولید شده در سمت آند نسبت به پرتوهای ایکس تولید شده در سمت کاتد باید مسافت بیشتری طی کنند. به علت افزایش جذب در سمت پاشنه آند، در آنجا پرتوهای ایکس بیشتر جذب می شوند و در نتیجه اشعه ایکس در آن قسمت نسبت به پرتوهای ایکسی که از طرف کاتد عبور می کنند کمتر است. این اثر پاشته آند است. بطور کلی هرچه کانون کوچکتر باشد اثر پاشنه آند بیشتر است.

اختلاف شدت پرتو در طول میدان پرتو ایکس مفید تا 45٪ تغییر می کند شکل 6 بطور شماتیک تغییرات شدت میدان پرتوهای ایکس را نشان می دهد. اگر در طرفین محور مرکزی پرتو ایکس مفید ساطع شده از آند خطوطی رسم شود، ملاحظه می شود که تعداد خطوط در سمت کاتد 120٪ و در سمت آند 75٪ است. هنگام پرتونگاری از اندام هایی که اختلاف ضخامت یا دانسیته قابل توجه دارند باید اثر پاشنه آند را مد نظر داشت. بطور کلی، قرار دادن سمت کاتد لامپ اشعه ایکس بر روی قسمت ضخیم عضو باعث ایجاد دانسیته رادیوگرافی یکنواخت تری بر روی فیلم می شود. مثلا در پرتونگاری سینه، کاتد باید به سمت پائین بدن مریض باشد زیرا قسمت پائین قفسه سینه در ناحیه دیافراگم ضخیم تر از قسمت فوقانی قفسه سینه است و بنابراین اگر قرار باشد که فیلم به طور یکنواخت اکسپوز شود این قسمت نیاز به تابش با شدت بیشتر دارد همچنین در پرتونگاری از شکم نیز کاتد باید به سمت فوقانی بدن مریض باشد. قسمت فوقانی شکم از قسمت تحتانی آن و لگن ضخیم تر است و برای ایجاد دانسیته یکنواخت بر روی فیلم, اشعه ایکس با شدت بیشتری نیاز دارد. شکل 2-10 دو

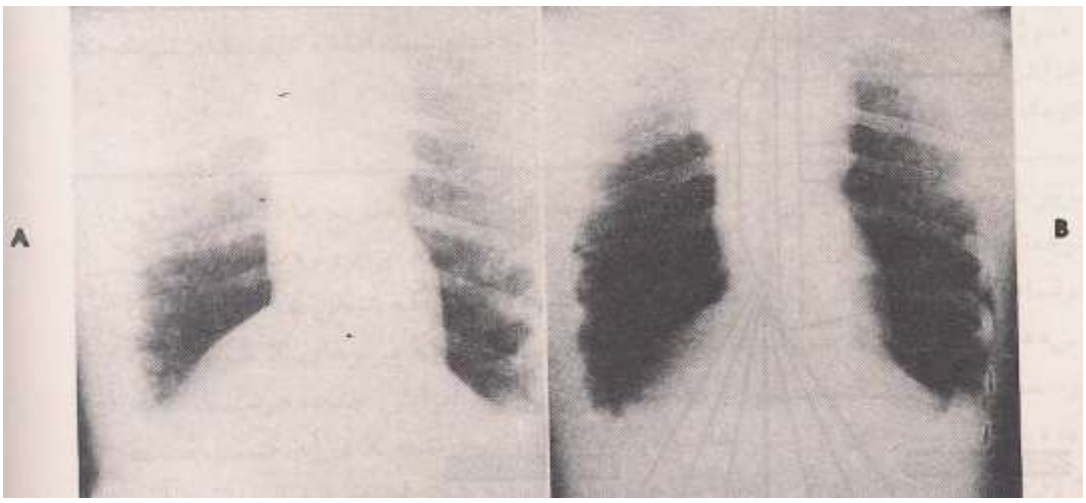
[1] Heel effect

DO NOT COPY

کلیشه خلفی-قدامی (PA) سینه را نشان می دهد. که در یکی کاتد به سمت پائین و در دیگری کاتد به سمت بالا است.



شکل 2-9. اثر پاشنه آند. شدت پرتو در سمت آند بدلیل جذب در بدنه آند کمتر از شدت پرتو در سمت کاتد می باشد.



شکل 2-10. کلیشه قفسه سینه اثر پاشنه آند را نشان می دهند. A) کلیشه با کاتد به طرف بالا تهیه شده. B) کلیشه با کاتد به سمت پائین گرفته شده است. همانند کلیشه B، هنگامی که کاتد به سمت ضخیم تر بدن قرار می گیرد دانسیته یکنواخت تری بدست می آید.

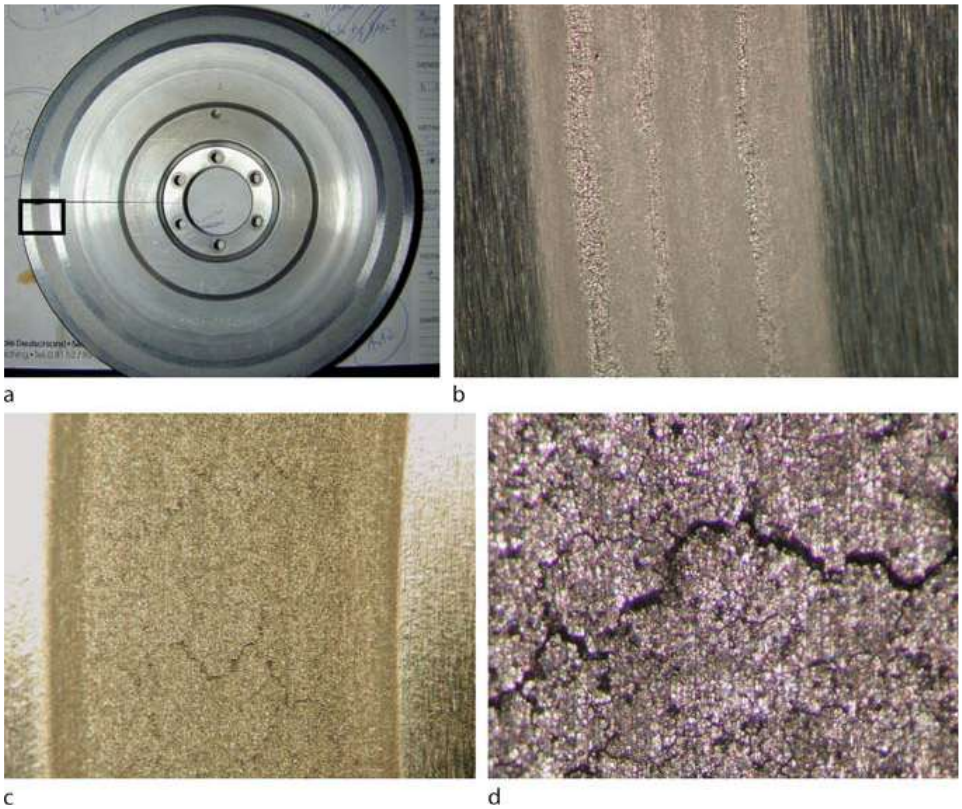
2-5- عوامل خرابی لامپ اشعه ایکس

آندهای لامپ ها دارای عمر مفید مشخصی هستند تابش اشعه بدلیل ایجاد گرمای زیاد، می تواند بر هدف آند صدمه زده و در بلند مدت ترک هایی را بر روی آن ایجاد کند. همچنین اگر روتور از کار بیفتد آند بیش از حد گرم شده و سطح آند گرد و دانه دانه می شود یا ترک می خورد، در نتیجه باعث خراب شدن لامپ می گردد. شکل 2-11 نمونه ای از خراب شدن آندهای دوار را نشان می دهد.

چندین عامل در خرابی لامپ اشعه ایکس دخالت دارند که تمام آنها مربوط به خصوصیات حرارتی لامپ اشعه ایکس می باشند. اگر در حین اکسپوز دمای سطح آند خیلی بالا باشد، سطح کانونی ذوب شده و باعث خرابی و ناصافی آند می شود. این ناصافی سطح آند باعث متغیر شدن و کاهش اشعه خروجی می شود. اگر سطح آند به شدت ذوب شود، تنگستن بخار شده و سطح داخلی محفظه شیشه ای را مفروش می کند. این لایه تنگستن می تواند دسته اشعه ایکس را فیلتر کند یا اینکه در جریان الکترون که از کاتد به آند است، مداخله نماید. اگر دمای آند به سرعت بالا برود، ممکن است آند ترک خورده و هنگام چرخش ناپایدار گردیده و باعث از کار افتادن لامپ اشعه ایکس شود. این نوع از کارافتادن لامپ اشعه ایکس مخصوصا دردستگاههای سه فاز اهمیت دارد. هرگز به آند سرد نباید حداکثر شرایط رادیوگرافی را داد اگر برای یک آزمایش ویژه نیاز به شرایط اکسپوز بسیار بالا باشد، ابتدا با چند اکسپوز با شرایط پائین باید آند را گرم کرد.

علت دوم از کار افتادن و خرابی لامپ اشعه ایکس به علت نگه داشتن آند در دماهای بالا در طی زمان های بلند می باشد. در حین اکسپوزهائی که 1 تا 3 ثانیه طول می کشند، دمای آند آنقدر بالا می رود که می تواند سطح آند را مانند لامپ روشنائی سفید کند. درفاصله زمانی بین اکسپوزها این گرما از لامپ اشعه ایکس خارج می شود که بیشترین قسمت آن بوسیله تشعشع به روغن اطراف لامپ اشعه ایکس که لامپ در داخل آن می باشد ، منتقل می شود. بخشی از گرما از طریق گردن باریک مولیبدنیوم به مجموعه روتور منتقل می شود همین گرما می تواند باعث خرابی سیستم روتور شود. افزایش گرما باعث خرابی بلبرینگ ها شده و گرمای مالشی زیاد

میشود و باعث به هم خوردن بالانس مجموعه روتور-آند می شود. خرابی بلبرینگ یکی دیگر از عوامل خرابی لامپ اشعه ایکس است.



شکل 2-11. آند آسیب دیده بعد از 200000 بار اسکن. a) تصویر آند b-d) بزرگنمایی های مختلف بخشی از محل آسیب دیده، دانه دانه شدن و ایجاد شکافی با عمق 1 الی 3 میلی متر در سطح آند دیده می شود.

هر چند تنگستن ماده مناسبی جهت استفاده در آند می باشد اما سطح این ماده با گذشت زمان دچار برآمدگی و ناهمواریهایی می شود. این موضوع بدلیل آن است که در حین برخورد الکترونها، لایه های بیرونی تنگستن نسبت به لایه های درونی آن بیشتر گرم شده و در نتیجه بیشتر دچار انبساط می شوند. این تفاوت در انبساط لایه های تنگستن فشار مکانیکی ایجاد کرده که در اثر آن سطح تنگستن دچار برآمدگی و ناهمواری و حتی ترک خواهد شد. این مشکل تنگستن را می توان با افزودن آلیاژی از جنس رنیوم به تنگستن (10٪ رنیوم، 90٪

تنگستن) تا حدودی مرتفع کرد. استفاده از رنیوم باعث استحکام بیشتر سطح آند شده و مقاومت آن را در مقابل صدمات مکانیکی افزایش می دهد.

اگر گرمای اضافی در آند لامپ اشعه ایکس برای مدت زمان طولانی باقی بماند باعث تجمع گرما شده و به لامپ آسیب می زند. هر چند میزان تجمع گرما و میزان دفع آن می تواند به تعادل رسیده واز وارد آمدن آسیب به لامپ جلوگیری کند. مثلا در حین فلوروسکوپی، علی رغم مدت زمان طولانی تصویر برداری، جریان لامپ اشعه ایکس عموما کمتر از 5 mA است. درچنین شرایطی میزان گرمای خارج شده از هدف دوار با میزان گرمای تولید شده در آند با هم به تعادل می رسند و این مقدار گرما خیلی بندرت باعث آسیب رساندن به سطح هدف و موجب ناصاف شدن آن می شود. در حالیکه در رادیوگرافی جریان لامپ چند صد میلی آمپر می باشد، در صورت ادامه تولید گرما در سیستم روتور و عدم تخلیه مناسب گرما توسط محفظه روغن و محفظه لامپ اشعه ایکس, لامپ از کار می افتد.

آخرین عامل خرابی لامپ اشعه ایکس فیلامان می باشد. به علت گرمای زیاد فیلامان، اتم های تنگستن آن حتی در استفاده معمولی نیز به آهستگی بخار شده و سطح داخلی لامپ را می پوشاند. این تنگستن، همراه با تنگستن تبخیر شده از آند تعادل الکتریکی لامپ اشعه ایکس را به هم می زنند و باعث تغییرات متناوب ناگهانی در جریان لامپ می شوند که معمولا منجر به ایجاد قوس الکتریکی شده و لامپ را از کار می اندازند. احتمالا این معمول ترین عامل خرابی لامپ اشعه ایکس است.

با اعمال کردن میلی آمپر بالا در زمان طولانی باعث افزایش گرمای فیلامان شده و تنگستن بیشتری تبخیر می شود. رشته فیلامان نازکتر می شود و بشدت آسیب می بیند که نتیجه آن قطع شدن فیلامان است. این نوع خرابی لامپ اشعه ایکس شبیه سوختن لامپ روشنائی حباب می باشد. نمودارهای حرارتی لامپ اشعه ایکس، تکنولوژیست رادیولوژی را هنگام استفاده از لامپ اشعه ایکس راهنمائی می کنند. برای تکنولوژیست رادیولوژی فوق العاده الزامی است که بتواند این نمودارها را بخواند و آنها را بخوبی درک کند. انواع مختلفی از نمودارهای حرارتی وجود دارد ولی فقط سه نوع آنها برای تکنولوژیست با اهمیت هستند: نمودار حرارتی رادیوگرافیکی, نمودار خنک کننده آند و نمودار خنک کننده محفظه لامپ اشعه ایکس.

DO NOT COPY

2-6- منحنی های حرارتی[1] لامپ اشعه ایکس

با استفاده کردن مناسب، لامپ اشعه ایکس می تواند مدت زیادی کار کند. بی دقتی در استفاده از لامپ اشعه ایکس ممکن است باعث کم شدن عمر آن شود و حتی ممکن است موجب خرابی و از بین رفتن کامل لامپ اشعه ایکس شود. اساسا طول عمر لامپ اشعه ایکس تحت کنترل تکنولوژیست رادیولوژی قرار دارد. بطور کلی, عمر لامپ اشعه ایکس را می توان با استفاده از شرایط اکسپوز پائین یعنی kvp،mA و زمان پایین برای هر آزمون که این شرایط متناسب با آن آزمون است تا حد قابل ملاحظه ای افزایش داد.

2-6-1- نمودار حرارتی رادیوگرافی

کارخانه های سازنده میزان گرمای تولید شده در تابش های مختلف را با اطلاعات مربوط به میزان تحمل لامپ ترکیب کرده و در نموداری نمایش می دهند که به این نمودار، نمودار نامی لامپ گفته می شود. میزان گرمایی که در اثر تابش الکترونها در آند ایجاد می شود به عواملی همچون جریان لامپ، ولتاژ دو سر لامپ ،زمان اکسپوژر، تعداد اکسپوژرها در واحد زمان و شکل موج ولتاژ اعمال شده بستگی دارد.میزان گرمای تولید شده در یک اکسپوژر از رابطه زیر محاسبه می شود:

$$HU=kVp\times mA\times s$$

که در آن HU میزان گرمای تولید شده را بر حسب واحد گرمایی[2] بدست می دهد. بطور معمول انرژی گرمائی برحسب ژول اندازه گیری می شود. در کاربردهای اشعه ایکس انرژی گرمائی برحسب واحد گرما اندازه گیری می شود. kVp ولتاژ دو سر لامپ بر حسب ولت، mA جریان لامپ بر حسب میلی آمپر و t زمان تابش بر حسب ثانیه می باشد. اگر به جای دستگاهای تک فاز از دستگاههای سه فاز استفاده شود برای یک شرایط رادیوگرافی معین گرمای بیشتری تولید میشود. یک ضریب ثابت برای محاسبه واحد گرمائی لازم است، بنابراین معادله بصورت زیر در می آید:

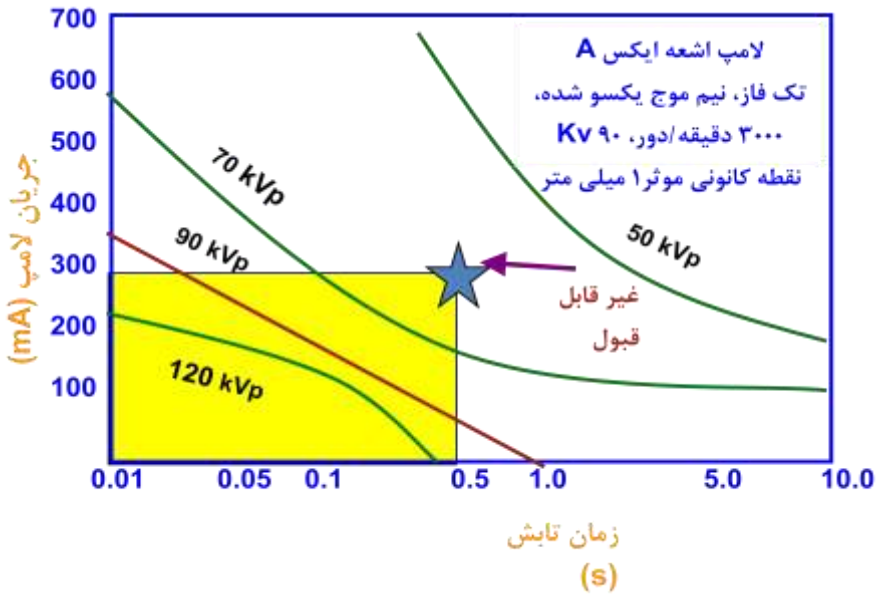
$$HU=1.35\times kVp\times mA\times s$$

[1] Heat loading chart
[2] Heat Unit

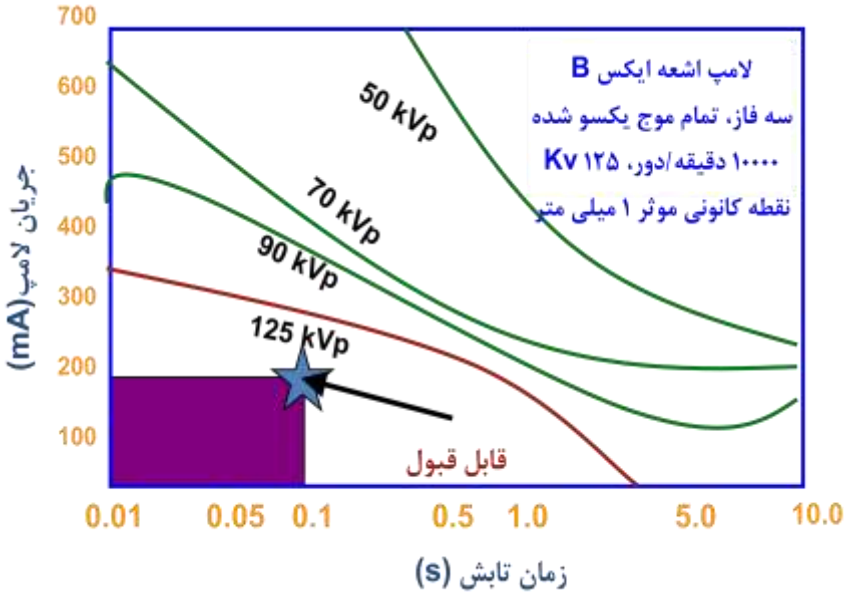
نمودارحرارتی رادیوگرافیکی نشان می دهد که چه تکنیک رادیوگرافیکی برای لامپ اشعه ایکس بی خطر و چه تکنیکی برای آن آسیب زا است. شکل های 2-12 و 2-13 دو نمونه از نمودارهای حرارتی رادیوگرافیکی را نشان می دهد. هر نمودار شامل یک سری منحنی هایی می باشد که نشان دهنده جریان لامپ برحسب kVp است. محورهای x وy دو مقیاس پارامترهای دیگر رادیوگرافیکی یعنی زمان و میلی آمپر را نشان می دهند. برای هر kVp مشخص, هر ترکیب میلی آمپر و زمان که زیر منحنی مربوطه باشد برای دستگاه بی خطر است. هر ترکیب زمان و میلی آمپر که بالای منحنی kVp مربوطه باشد برای دستگاه مضر است. اگر در این وضعیت یک اکسپوز صورت گیرد، ممکن است باعث از کار افتادن فوری دستگاه شود. شکل 2-12 ، نمودار حرارتی یک لامپ تکفاز نیم موج با نقطه کانونی موثر 1 میلی متر و سرعت روتور 3000 دور در دقیقه را نشان می دهد. به عنوان مثال اگر فرض کنیم که لامپ در ولتاژ 90 کیلو ولت استفاده عملیاتی شود، اکسپوزی با جریان 300 میلی آمپر و 0/5 ثانیه، همانطوری که در شکل نشان داده شده است، در ناحیه بالای مرز مربوط به 90 kV می افتد. لذا این تابش غیر مجاز می باشد. فقط اکسپوزهایی مجاز می باشند که پایین مرز مربوطه قرار گرفته باشند. به عنوان مثال دیگر، تابشی با زمانی 0/1 ثانیه و 100 میلی آمپر در ولتاژ 90 کیلو ولت مجاز می باشد.

شکل 2-13، نمودار حرارتی یک لامپ سه فاز تمام موج با نقطه کانونی موثر 1 میلی متر و سرعت روتور 10000 دور در دقیقه را نشان می دهد. به عنوان مثال اگر فرض کنیم که لامپ در ولتاژ 125 کیلو ولت استفاده عملیاتی شود، اکسپوزی با جریان 200 میلی آمپر و 0/1 ثانیه، همانطوری که در شکل نشان داده شده است، در ناحیه پایین مرز مربوط به 125 kV می افتد، لذا این تابش مجاز می باشد. به عنوان مثال دیگر، تابشی با زمانی 0/1 ثانیه و 400 میلی آمپر در ولتاژ 125 کیلو ولت غیر مجاز می باشد.

DO NOT COPY



شکل 2-12. نمودار حرارتی یک لامپ تکفاز نیم موج با نقطه کانونی موثر 1 میلی متر و سرعت روتور 3000 دور در دقیقه



شکل 2-13. نمودار حرارتی یک لامپ سه فاز تمام موج با نقطه کانونی موثر 1 میلی متر و سرعت روتور 10000 دور در دقیقه

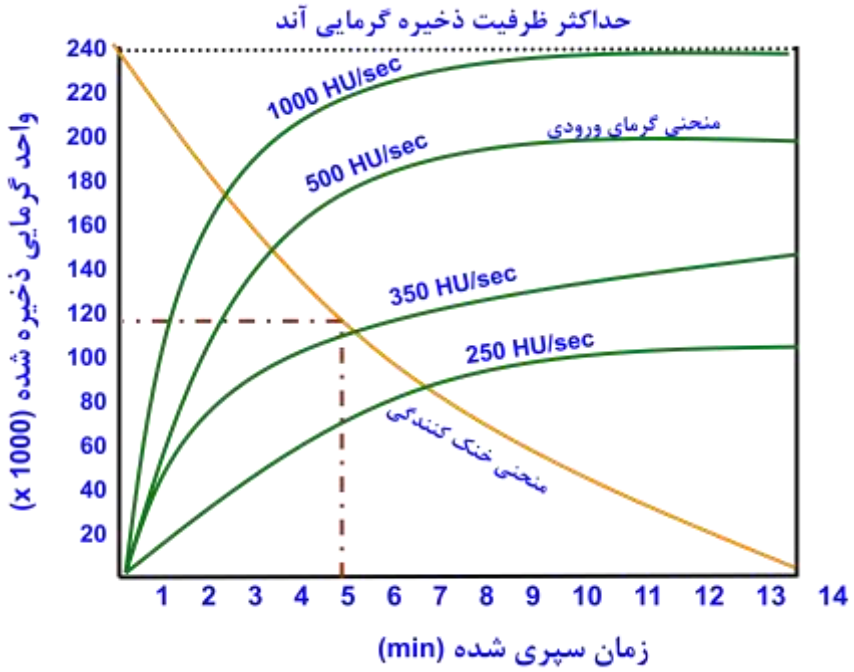
به همراه همه لامپ های اشعه ایکس سری نمودارهای حرارتی وجود دارد. این نمودارها حالتهای مختلف ترکیب شرایط اکسپوز را امکان پذیر می سازند. نمودارهای گوناگون برای فیلامان مورد استفاده، سرعت گردش آند، زاویه هدف و ولتاژ یکسو شده وجود دارد. توجه داشته باشید که از نمودار حرارتی رادیوگرافی مناسب مختص هر لامپ اشعه ایکس استفاده کنید. این مخصوصا در هنگام عوض کردن لامپ اشعه ایکس بسیار اهمیت دارد. هنگام عوض کردن لامپ اشعه ایکس جدید یک نمودار حرارتی رادیوگرافی مناسب نیز به همراه آن وجود دارد که قطعا با نمودار لامپ اشعه ایکس اول فرق دارد.

2-6-2- نمودار خنک کننده آند[1]

آند برای ذخیره گرما ظرفیت محدودی دارد. علیرغم خارج شدن مداوم گرما از طریق تشعشع و هدایت به روغن و محفظه لامپ اشعه ایکس، با طولانی شدن زمان استفاده یا اکسپوزهای زیاد افزایش ظرفیت گرمائی آند امکان پذیر است. ظرفیت گرمائی آند محفظه لامپ اشعه ایکس برای ذخیره گرما برحسب واحد گرما (HU) اندازه گیری میشود.

DO NOT COPY

[1] Anode cooling chart



شکل 2-14. نمودار خنک کننده آند مدت زمان لازم برای خنک شدن آند گرم را نشان می دهد.

ظرفیت گرمائی آند و مشخصات خارج شدن گرمای آن در یک نمودار گرمائی به نام نمودار خنک کننده آند درج شده است (شکل 2-14). حداکثر ظرفیت گرمائی آند لامپ اشعه ایکس مربوط به شکل، HU240000 است. نمودار نشان می دهد که اگر حداکثر بار به دستگاه وارد شود، 14 دقیقه طول می کشد تا آند کاملا خنک شود. در ابتدا میزان سرد شدن سریع است و با خنک شدن آن میزان سرد شدن کندتر می شود و نمودار خنک کننده آند برای محاسبه زمان لازم برای خنک شدن کامل هر مقدار گرمای ایجاد شده دیگر بکار می رود.

در نمودار خنک کنندگی منحنی های دیگری وجود دارند که میزان گرمای ورودی و مدت زمان مجاز برای اعمال چنین گرمایی را نشام می دهد. به عنوان مثال، طبق شکل 2-14، اگر در فرایندی 500 HU/s به لامپ وارد شود این عمل را بدون توقف کردن می توان تا هر زمان دلخواهی ادامه داد بدون اینکه لامپ آسیبی ببیند. اما اگر میزان گرمای ورودی لامپ در یک فرایند خاصی 1000 HU/s باشد این عمل را بیش از 10 دقیقه نمی توان ادامه داد، در غیر اینصورت میزان گرمای لامپ از ظرفیت گرمایی مجاز آن تجاوز کرده و لامپ صدمه خواهد دید.

2-7- لامپ اشعه ایکس در CT

لامپ اشعه ی ایکس در سی تی در داخل گانتری وجود دارد و دارای توان ظرفیت حرارتی بالا در حدود 8 MHU و توان بیشینه 30-40 کیلووات است که دارای روتورهایی با سرعت بالا برای پخش سریع حرارت است. اندازه ی لکه ی کانونی درآن بسیار کوچک بوده و رزولوشن فضایی را از 0/6 تا 1/6 میلیمتر افزایش می دهد. ماشین های نسل های مختلف دارای انرژی های متفاوت می باشند. عملکرد اسکنرهای نسل سوم با دسته پرتوهای ایکس پالسی و پیوسته است که در آن دسته پرتوهای پیوسته در طول هر چرخش در جریانهای لامپ تا 400 میلی آمپر تولید می شوند و دسته پرتوهای پالسی در جریانهای لامپ نزدیک 1000 میلی آمپر با پهنای پالس 1-5 میلی ثانیه در فرکانس پالس 60 هرتز تولید می شوند. اسکنرهای نسل چهارم و پنجم از دسته پرتوهای ایکس پیوسته استفاده می کنند. این لامپ ها با بکارگیری فیلتراسیون آلومینیوم و مس, انرژی موثر فوتونی بالا دارند. لامپ در سی تی باید به گونه ای طراحی شود که در مقابل مقدار حرارت بالا مقاومت زیادی داشته باشد.

2-7-1- طرح لامپ اشعه ایکس در CT

لامپ اشعه ایکس در سی تی دارای آندی است که هزار دور در دقیقه می چرخد تا گرما را از آند دفع کند. لامپ اشعه در سی تی ممکن است از لکه ی کانونی استاندارد، با رزولوشن بالا و برخی اوقات رزولوشن خیلی بالا استفاده کند و همچنین از کولیماتور ثانویه استفاده می کند تا رزولوشن تصویر را بهبود بخشد.

این لامپ ها دسته پرتوهای پنکه ای به پهنای اندازه بدن تولید می کنند. تضعیف بافت بر ناحیه ی وسیعی از موقعیت لامپ اشعه اندازه گرفته می شود. لامپ اشعه ایکس در سی تی خیلی سنگین تر از لامپ های معمولی می باشند. در مقابل بیمار آرایه های آشکارسازی وجود دارد که طول دسته پرتوی ایکس را اندازه گیری می کنند که از پهلو در نقاط مختلفی از بدن بیمار عبور می کنند.

در طول تصویربرداری نباید شدت اشعه ایکس تغییر کند، با نظر به اینکه تصویر نهایی در سی تی اسکن بر اساس مقادیر تضعیف طیف اشعه ایکس در اثنای عبور از بافت ها ساخته می شود هر نوع عامل دیگری به جز تضعیف ناشی از بافت که باعث تغییر شدت تابش گردد باعث اختلال در تصویر نهایی خواهد شد و تعبیر هر

DO NOT COPY

تغییری برابر اختلاف جذب در تصویر نهایی می باشد. اما عوامل متعددی وجود دارند که در شدت تابش تغییر ایجاد کرده و به تبع آن تصویر نهایی را مختل می کنند. عدم یکنواختی اشعه خروجی از لامپ اشعه ایکس و وابستگی تضعیف اشعه به شدت تابش از جمله این عوامل به شمار می روند. اشعه تولید شده در لامپ اشعه ایکس به دلیل محدودیت های فیزیکی و فنی همواره تک انرژی نبوده بلکه طیفی از انرژیها را شامل می شود. حالت ایده آل برای تصویر برداری تابش تک انرژی می باشد اما بدلیل عدم امکان تولید چنین تابشی، برای جلوگیری از تغییر ضریب جذب انرژی خطی لازم است که طیف خروجی را در داخل محدوده ای باریک حفظ کنند.

برای تولید حداقل تعداد فوتونها انرژی پالسی 30 کیلووات و قدرت پالسی 40 کیلووات لازم است. آند در این لامپ ها دارای ظرفیت گرمایی بالاست، که امکان اسکن از حجم های بزرگ در حدود 20-30 مقطع را می دهد. این لامپها ژنراتورهای با پایداری بهتر از 1٪ دارند. آند در این لامپ ها دارای سطحی کاملا صاف است و زاویه ی آند کوچکتر از لامپ های معمول اشعه ایکس می باشد.

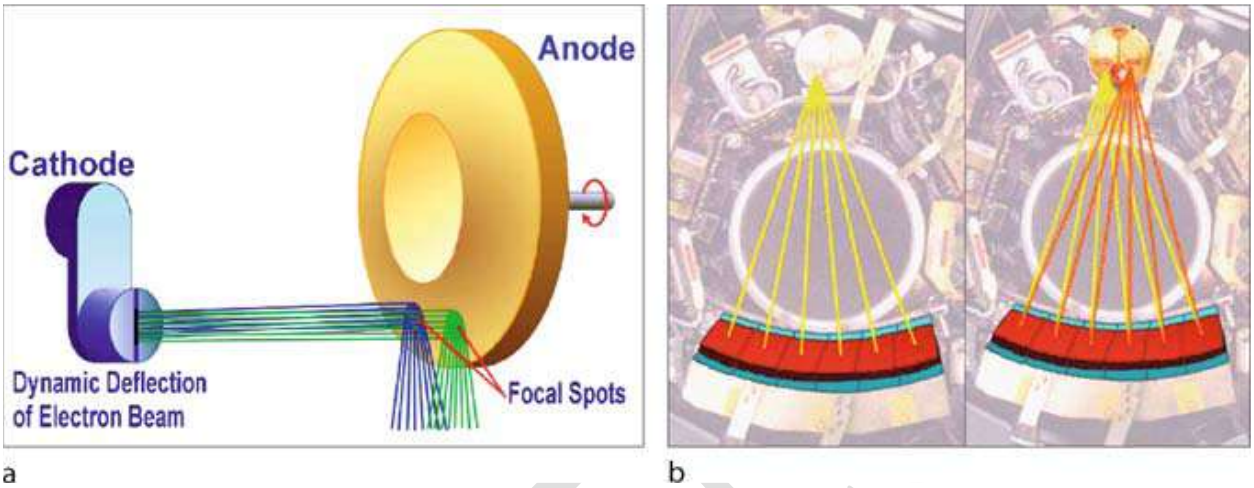
2-7-2- اندازه ی نقطه کانونی[1]

حداقل اندازه نقطه کانونی لامپ در مرکز میدان اسکن بر روی دسته آشکارسازها چگونگی توزیع اطلاعات بر روی دسته آشکارسازها را تعیین می کند. افزایش اندازه نقطه کانونی اطلاعات نقطه ای را بر روی تعداد بیشتری از آشکار سازها پخش می کند که باعث محدود شدن بیشتر قدرت تفکیک می شود. افزایش نقطه کانونی باعث کاهش کیفیت تصویر نهایی و کاهش نقطه کانونی باعث افزایش آن خواهد شد. البته کوچکتر کردن نقطه کانونی نیز محدودیت داشته و بدلیل شدت گرمای ایجاد شده در نقطه کانونی نمی توان اندازه آن را از یک مقدار حداقلی کمتر انتخاب کرد. ابعاد معمولی نقطه کانونی در سی تی 0/6 تا 1/6 می باشد.

در طرحهای مدرن، محل نقطه کانونی بر روی آند بطور پیوسته تغییر داده می شود که به اینها لامپ با تمرکز شناور[2] گفته می شود. پرتوی پنکه ای همراه با آند دوار پیوسته وجود دارد که از طریق تغییر موقعیت پرتوی الکترونی با شیفت دادن مغناطیسی نقاط، امکان روشن و خاموش کردن یا تغییر موقعیت نقطه کانونی وجود

[1] Focal spot size
[2] Flying focus

دارد که با بهره برداری از نصف عرض آشکارساز برای تعداد نماهای معین باعث دو برابر شدن تعداد نماها در خلال یک اسکن می شود (شکل 2-15).



شکل 2-15. لامپ با تمرکز شناور. تغییر موقعیت محل برخورد بیم الکترونی بر روی آند بصورت دینامیکی

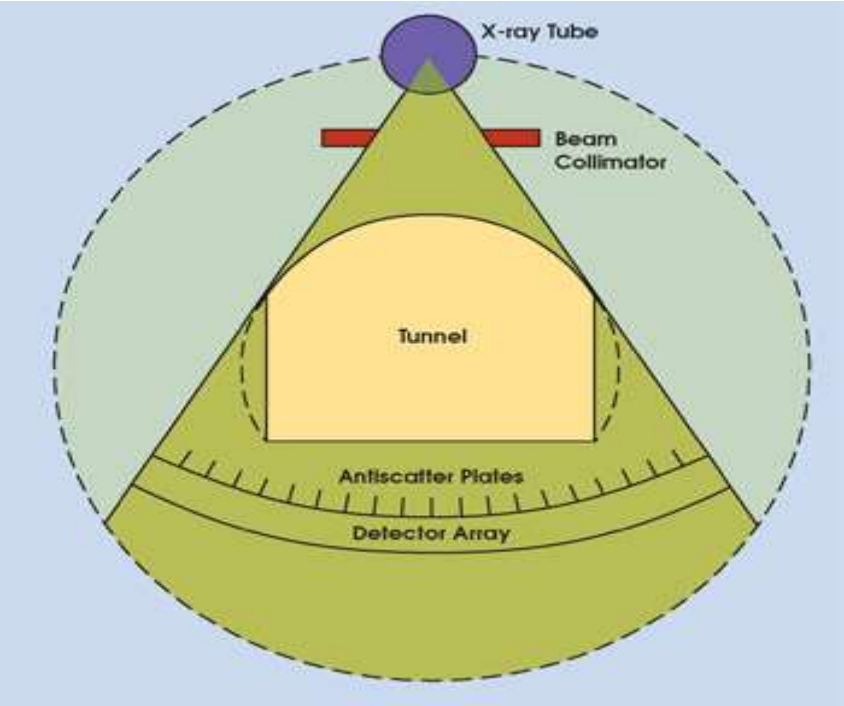
2-7-3- کولیماتورها[1]

کولیماسیون صحیح باعث کاهش دز بیمار و کاهش اسکتر و افزایش کنتراست تصویر می شود. در اسکنر ها دو کولیماتور وجود دارد: کولیماتور قبل از بیمار و قبل از آشکارساز .

کولیماتور قبل از بیمار: در محفظه لامپ وجود دارد که باعث محدود کردن سطح برهمکنش دهنده بدن بیمار با دسته پرتو مفید ایکس می شود و ضخامت لایه یا برش یا پروفایل حساسیت و دز بیمار را تعیین می کند. این کولیماتور از قسمت های مختلف تشکیل شده است و خروجی آن یک دسته پرتو ایکس تقریبا موازی می باشد. عدم تنظیم صحیح این کولیماتور منجر به دز بی جهت بیمار میشود (شکل 2-16).

کولیماتور قبل از آشکارساز: باعث محدود کردن دسته پرتو ایکس رسیده به آرایه آشکارسازها می شود و اسکتر رسیده به آشکارسازها را کاهش داده و باعث بهبود در کنتراست می شود. اگر این کولیماتور با کولیماتور قبل از بیمار خوب جفت شود ضخامت لایه یا برش تعیین می شود. این کولیماتور بر روی دز بیمار تاثیری ندارد.

[1] Collimators



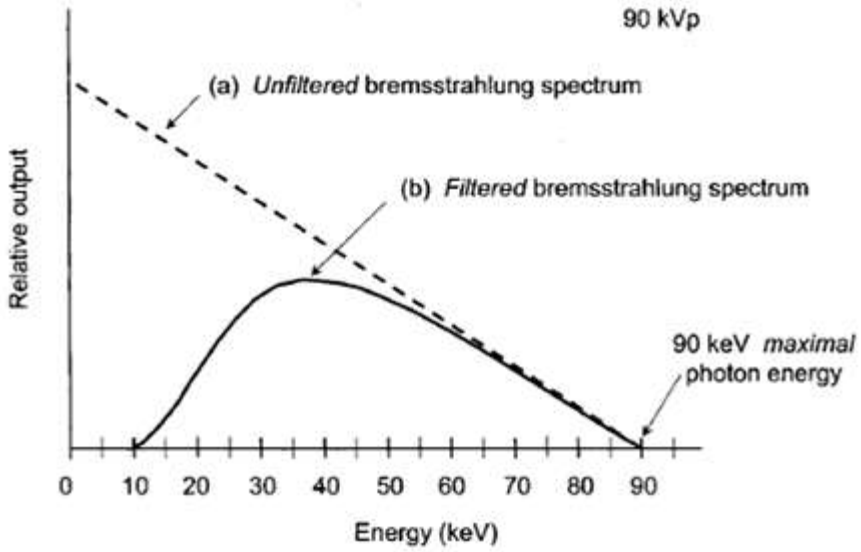
شکل 2-16. کولیماتور سی تی اسکن

2-7-4- فیلتر کردن[1] اشعه ایکس

طیف اشعه تولید شده در لامپ محدوده وسیعی از انرژی ها را شامل می شود. فوتونهای با انرژی پایین توانایی عبور از بدن بیمار را نداشته و از این رو کمکی در تشکیل تصویر نمی کنند. از طرفی همین فوتونهای کم انرژی توسط بافت های بدن بیمار جذب شده و میزان پرتوگیری بیمار را افزایش می دهند. بنا بر این دلایل، اشعه ایکس تولید شده در لامپ قبل از تابش به بیمار، بایستی فیلتر شده تا تابش های با انرژی پایین از آن حذف شوند. معمولا برای فیلتر کردن اشعه از لایه های آلومینیومی بهره گرفته می شود. نمونه ای از طیف تابشی لامپ قبل و بعد از اعمال فیلتر در شکل 2-17 نشان داده شده است. همانطوری که در نمودار دیده می شود میزان اشعه تولید شده در لامپ در انرژی های پایین بیشتر از انرژی های بالاست. با اعمال فیلتر انرژی های پایین به شدت کاهش پیدا کرده در حالی که تغییر عمده ای در انرژی های بالا ایجاد نمی شود. این پدیده یک

[1] Filtering

فرایند فیزیکی است که تحت عنوان پدیده سخت شدن اشعه[1] معروف است. به بیان دیگر در تابش اشعه به یک بافت مشخص، انرژی های پایین بیشتر از انرژی های بالا تضعیف شده و در نتیجه میانگین انرژی طیف تابشی افزایش پیدا می کند (اشعه سخت می شود).



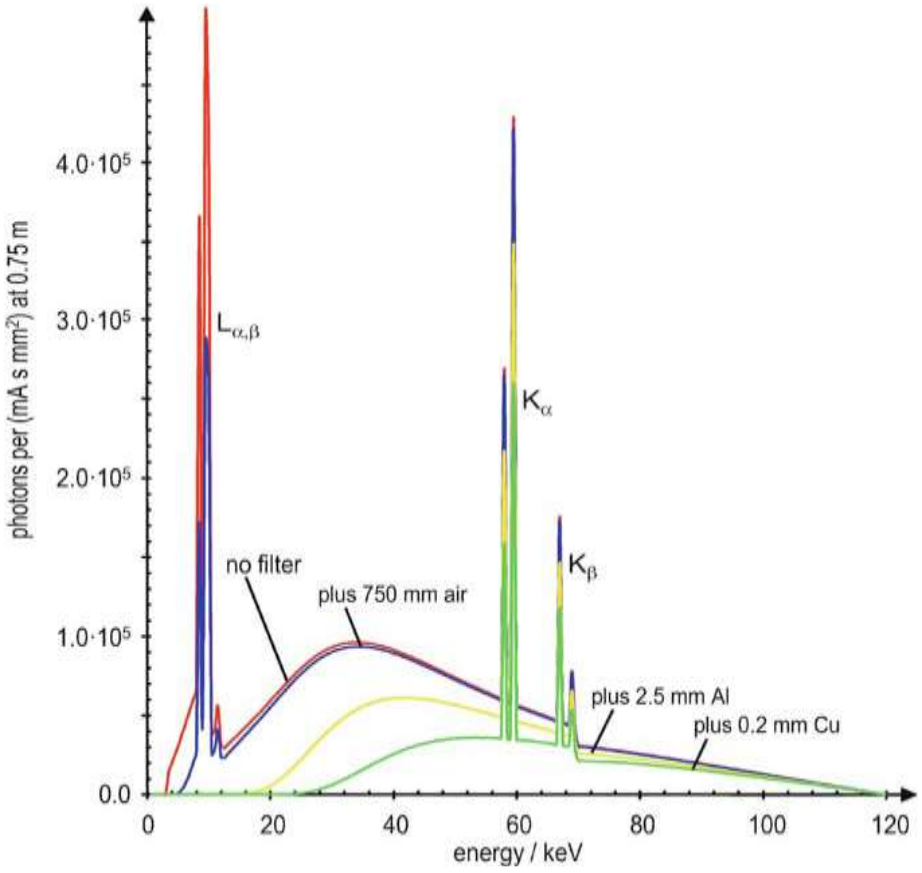
شکل 2-17. طیف تابشی تولید شده در لامپ با اختلاف پتانسیل 90 kV. نمودار خط چین طیف اشعه ایکس لامپ را قبل از عمل فیلترینگ و نمودار منحنی بعد از عمل فیلترینگ نشان می دهد.

یکی دیگر از دلایل فیلترینگ طیف تابشی اشعه قبل از تصویر برداری، کاهش اثر پدیده سخت شدن اشعه می باشد. با توجه به اینکه در تصویر برداری، کنتراست تصویر با توجه به میزان تضعیف اشعه محاسبه و تعیین می شود ضروری است که اثر عوامل مزاحم در تضعیف تابش، به جز ضرایب تضعیف بافت بایستی به حداقل رسانده شود. وابستگی میزان تضعیف اشعه به انرژی آن و به عبارتی دیگر پدیده سخت شدن اشعه، عامل مزاحم مهمی است که محاسبه و تعیین ضرایب تضعیف بافت ها را دچار اختلال می کند. فیلتر کردن اشعه بهترین راه حل برای کاهش اثر این پدیده مزاحم است. به عبارتی ساده تر ، اگر اشعه بدون فیلتر کردن به بافت ها تابش شود بافت مثل فیلتر بر روی اشعه عمل کرده و عمل سخت شدن اشعه در داخل بافت ها اتفاق افتاده و باعث بروز

[1]Beam hardening

آرتی فکت شدیدی در تصاویر نهایی خواهد شد. برای جلوگیری از این عمل، ضروری است قبل از تابش اشعه به بافت عمل فیلتر کردن صورت گرفته تا اشعه تابشی به اشعه سخت تری تبدیل شود. در این حالت اثر بافت ها در میزان تضعیف اشعه عامل تعیین کننده شده و میزان وابستگی تضعیف اشعه به انرژی تابش به حداقل می رسد. در شکل 2-18 طیف لامپ به ترتیب بدون فیلتر، با 7/5 mm فیلتر هوا، باضافه ی 2/5 mm آلومینیوم، باضافه ی 0/2 mm مس نشان داده شده و چگونگی سخت شدن اشعه در اثر اعمال فیلتر در این شکل مشاهده می شود.

بطور خلاصه، فیلتر کردن تابش باعث سخت شدن اشعه می شود که در نتیجه آن دز تابشی بیمار کاهش یافته و همچنین از بروز آرتی فکت سخت شدن اشعه در تصاویر سی تی اسکن تا حد زیادی جلوگیری می گردد.



شکل 2-18. چگونگی سخت شدن اشعه تولید شده در یک لامپ با آند تنگستنی و زاویه 10 درجه و ولتاژ 120 kV بدلیل فیلتر آلومینیومی با ضخامت 2/5میلی متر و فیلتر مسی با ضخامت 0/2 میلی متر به ترتیب. کاهش میزان شدت تابش به انرژی آن وابسته است، کاهش شدت در انرژی های پایین بسیار بیشتر از انرژیهای بالاست.

2-7-5- دستگاه کنترل(کنسول کنترل[1])

دستگاه کنترل، قسمتی از دستگاه تصویربرداری که برای تکنولوژیست رادیولوژی بسیار آشنا است، دستگاهی است که تکنولوژیست رادیولوژی را قادر می سازد تا برای تهیه کلیشه با کیفیت خوب، جریان لامپ و ولتاژ و در نتیجه شدت جریان لامپ و قدرت نفوذ اشعه ایکس مفید را کنترل کند. یک دستگاه کنترل کننده نمونه در شکل 2-19 نشان داده شده است. کنسول کنترل(دستگاه کنترل) معمولا خط جبران کننده ولتاژ kVp, mA و زمان اکسپوژر را کنترل می کند. مانیتورهای عقربه ای kVp و mA بر روی دستگاه کنترل تعبیه شده اند. گاهی اوقات یک درجه میلی آمپر ثانیه سنج (mAs) نیز بر روی آن نصب می شود. بر روی دستگاههای جدید ممکن است فتوتایمر, کنترل کننده مجزا برای mAs نیز نصب شود. تمام مدارهای الکتریکی متصل به درجه ها و کنترل کننده های روی دستگاه کنترل به ولتاژ ضعیفی وصل شده اند تا احتمال خطر برق گرفتگی به حداقل برسد.

[1] Control consol

شکل 2-19. نمونه دستگاه کنترل. تعداد درجه ها و کنترل کننده ها بستگی به پیچیدگی دستگاه کنترل دارند

2-7-6- ژنراتور ولتاژ بالا، HV[1] در CT

برای تصویر برداری با سی تی اسکن تابش هایی با انرژی و میلی آمپر بالا استفاده می شود. کیفیت انرژی در سی تی اسکن از حدود 50 یا 60 کیلو الکترون ولت تا حداکثر 120 کیلو الکترون ولت و کمیت تابش حداکثر تا 400 میلی آمپر خواهد بود. برای تولید الکترونی با انرژی 120 کیلو الکترون ولت نیاز به اختلاف پتانسیل 120 کیلو ولت می باشد. این مقدار اختلاف پتانسیل حدود 600 بار بزرگتر از پتانسیل استفاده در برق شهر است، چنین ولتاژ بالایی چگونه در لامپ اشعه ایکس سی تی اسکن تامین خواهد شد؟

ژنراتور در سی تی از برق 3 فاز با فرکانس بالا استفاده می کند و برای صرفه جویی در فضا این ژنراتور را در داخل گانتری می سازند. گرما باید به طور موثر از ژنراتور، لامپ اشعه ایکس و اجزاء دیگر دفع شود. ژنراتور منبع انرژی را برای گانتری فراهم می کند. برای پایداری جریان لامپ از کنترل میکروپروسسوری ولتاژ استفاده می

[1]High Voltage

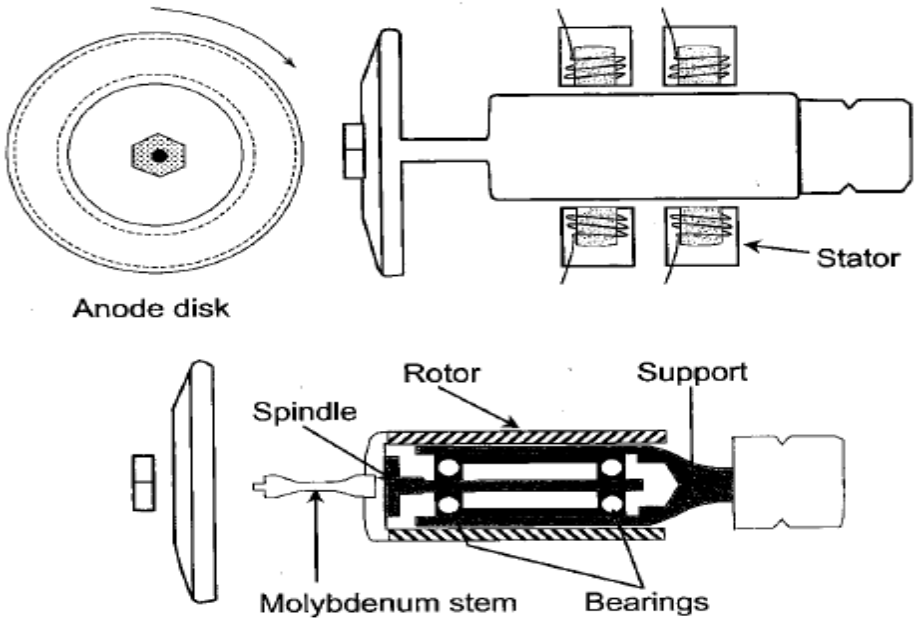
شود. شدت جریان های معمول در آنها 800 میلی آمپر است. در این بخش ساختار ژنراتورهای سی تی اسکن و چگونگی عملکرد آنها توضیح داده می شود.

2-7-7- موتور القائی

آند چگونه در داخل یک محفظه شیشه ای بدون هیچ مکانیسم ارتباطی ظاهری می چرخد؟ اغلب وسایل چرخان مجهز به زنجیر، محور یا دنده و وسایلی از این قبیل هستند. آند دوار توسط یک موتور الکترومغناطیسی القائی کار می کند (شکل 2-20)، که شامل دو قسمت اساسی است که توسط محفظه شیشه ای از یکدیگر جدا شده اند. قسمتی از آن که خارج محفظه شیشه ای قرار دارد شامل یک سری آهنرباهای مغناطیسی الکتریکی می باشد که بطور یکنواخت دورتا دور گردن لامپ قرار دارند و استاتور نامیده می شوند. در داخل محفظه شیشه ای محوری وجود دارد که از میله های مسی و آهنی نرم بصورت یک جسم واحد ساخته شده است. این ساختمان و مکانیسم را روتور می گویند.

اساس کار موتور القائی همانند ترانسفورماتور می باشد. عبور جریان از استاتور موجب ایجاد یک میدان مغناطیسی می گردد که روتور را می چرخاند. سیم پیچ های استاتور بطور متوالی انرژی دار شده و در نتیجه میدان مغناطیسی دور محور استاتور می چرخد. این میدان مغناطیسی بر روی روتور اثر کرده و باعث می شود که همزمان با تحریک و فعال شدن استاتور، روتور بچرخد.

DO NOT COPY



شکل 2- 20. هدف یک لامپ آند-دوار مجهز به یک موتور القائی می باشد.
مهمترین عناصر و اجزاء اصلی آنها عبارتند از استاتور و روتور.

بعد از روشن کردن کلید دستگاه رادیولوژی، باید بمدت یک الی دو ثانیه صبر کرد (شارژ کرد) و بعد از آن اکسپوز کرد تا روتور بتواند شتاب بگیرد و به دور لازم خود برسد. وقتی که اکسپوژر تمام می شود، شخص می تواند آهسته شدن حرکت روتور و ایستادن آن را در ظرف یک دقیقه یا بیشتر بشنود. به علت این که جهت موتور القائی عکس می شود، حرکت روتور خیلی زود کند می شود. روتور یک وسیله ای است که بدقت و ظرافت زیادی بالانس شده و اصطحکاک آن خیلی کم است و اگر استاتور آن وجود نداشت حدود 10 الی 20 دقیقه طول می کشید تا روتور از حرکت بایستد.

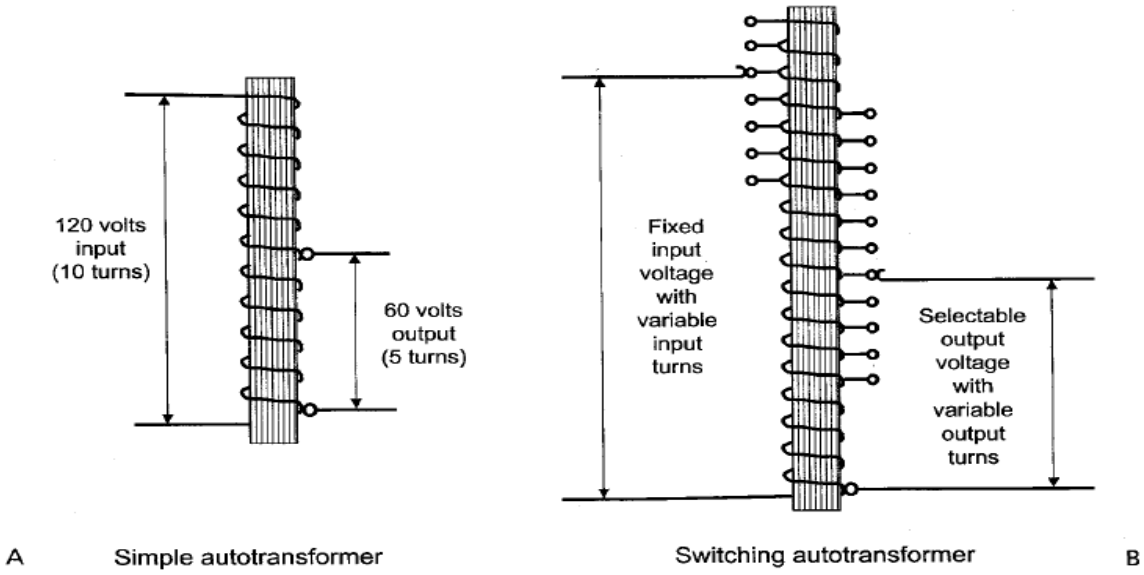
2-7-8- اتوترانسفورماتور[1]

جریان ورودی به دستگاه اشعه ایکس ابتدا وارد یک ترانسفورماتور ویژه بنام اتوترانسفورماتور می شود. اتوترانسفورماتور برای فراهم آوردن ولتاژهای مختلف برای مدارهای مختلف دستگاه اشعه ایکس طراحی شده که

[1] Autotransformer

مهمترین این مدارها، مدار فیلامان و ولتاژ-بالا می باشند. از نظر مهندسی بسیار آسانتر و بی خطرتر است که ابتدا ولتاژ ضعیف را تغییر داده و سپس آنرا افزایش دهیم تا اینکه ابتدا ولتاژ را به چندین کیلوولت برسانیم و بعد آنرا تغییر دهیم.

اتوترانسفورماتور براساس القاء الکترومغناطیسی کار می کند، ولی با ترانسفورماتورهای معمولی خیلی فرق دارد. آن فقط دارای یک هسته و یک سیم پیچ است. همانطور که شکل 2-21 نشان می دهد این سیم پیچ دارای چندین اتصال یا شیرهای الکتریکی می باشد. این اتصالات به عنوان ورودی و خروجی جریان استفاده می شوند، اتصالات ورودی جریان ورودی را به داخل اتوترانسفورماتور هدایت می کنند و شیرهای اولیه نامیده می شوند. بعضی از شیرهای ثانویه نسبت به شیرهای اولیه نزدیک انتهای سیم پیچ قرار می گیرند. این کار به اتوترانسفورماتور اجازه می دهد همانطور که ولتاژ را کاهش می دهد, باعث افزایش ولتاژ نیز گردد. می توان اتوترانسفورماتورها را طوری طراحی کرد که ولتاژ را تا دو برابر ولتاژ اولیه افزایش دهند.



شکل 2-21. شکل ساده شده اتوترانسفورماتور.

چون اتوترانسفورماتور همانند یک وسیله القائی عمل می کند و بنابراین ولتاژ ورودی (ولتاژ اولیه) و ولتاژ خروجی(ولتاژ ثانویه) آن دقیقا با تعداد دورهای سیم پیچ ترانسفورماتور متناسب است. قوانین اتوترانسفورماتور همانند قوانین ترانسفورماتورهای معمولی می باشد و می توان به صورت زیر نشان داد:

$$\frac{V_p}{V_s} = \frac{T_p}{T_s}$$

که در آن V_p ولتاژ اولیه، V_s ولتاژ ثانویه، T_p تعداد دورهای سیم پیچ اولیه که بین دو سر سیم های ورودی (شیرهای ورودی) قرار دارند و T_s تعداد دورهای سیم پیچ ثانویه که بین دو سر سیم های خروجی (شیرهای خروجی) قرار دارد.

2-7-9- تنظیم kVp

معمولا بر روی دستگاه کنترل یک کلید kVp بزرگ و یک کلید kVp کوچک وجود دارد که تکنیسین با ترکیب این دو, مقدار دقیق kVp لازم را تنظیم می کند. تنظیم کننده های بزرگ و کوچک نشان دهنده دو دسته جدا از شیرهای اتوترانسفورماتور هستند بوسیله کلید یا دستگیره های تنظیم کننده kVp که روی دستگاه کنترل قرار دارند می توان شیرهای مناسب را انتخاب کرد. اگر ولتاژ اولیه اتوترانسفورماتور V220 باشد، با توجه به طراحی اتوترانسفورماتور, ولتاژ خروجی را می توان از حدود 100 تا V400 کنترل کرد. این ولتاژ پائین، ورودی ترانسفورماتور افزاینده ولتاژ-بالا است و در نتیجه در قسمت ولتاژ-بالا افزایش می یابد تا کیلوولتاژ لازم را فراهم کند.

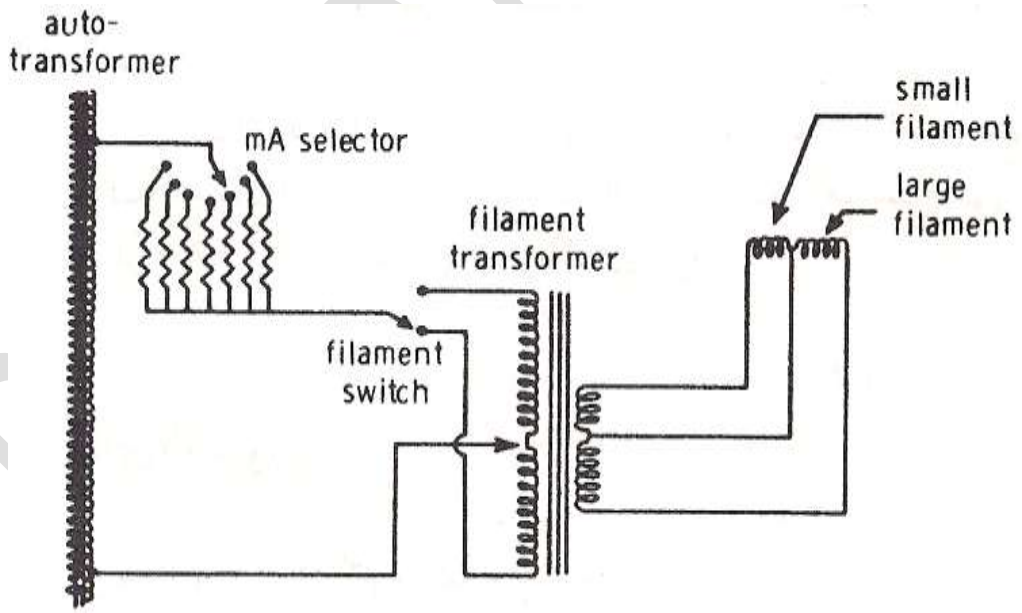
kVpسنج (ولتمتر) بین ترمینالهای خروجی اتوترانسفورماتور قرار داده شده است و بنابراین ولت را اندازه گیری می کند، نه کیلوولت را. بین این دو مقدار (کیلوولت و ولت) رابطه مستقیمی وجود دارد و مقیاس kVp سنج به هر حال منعکس کننده و نشانگر این فاکتور تناسب می باشد، بطوری که آنچه را که عقربه(kVp سنج) نشان می دهد، مقدار کیلوولت می باشد. بر روی اغلب دستگاههای کنترل حتی قبل از اکسپوژر پیش از آنکه جریانی از مدار عبور کند, kVp سنج مقدار ولتاژ را ثبت می کند. اینگونه ولتمترها به ولتمترهای پیش ثبت کننده معروف هستند. این ولتمتر مشاهده ولتاژ را قبل از اکسپوز امکان پذیر می سازد.

2-7-10- کنترل mA

جریان لامپ اشعه ایکس یا تعداد الکترونهایی که از کاتد به آند می روند بر حسب میلی آمپر اندازه گیری می شوند. میزان الکترونهای ساطع شده توسط فیلامان در اثر دمای فیلامان نیز بوسیله جریان فیلامان کنترل می

شود. هرچه جریان فیلامان افزایش یابد، فیلامان داغتر شده و الکترون بیشتری در اثر پدیده تابش ترمویونیک از خود پرتاب می کند. بطور معمول فیلامان ها با جریان هایی بین 4 تا 6 آمپر کار می کنند. جریان لامپ اشعه ایکس بوسیله مدار مجزائی بنام مدار فیلامان که طرح ساده آن در شکل 2-22 نشان داده شده است کنترل می شود. ولتاژ مورد نیاز مدار فیلامان از شیرهای اتوترانسفورماتور فراهم می شود. این ولتاژ توسط مقاومت های ظریفی به اندازه ای کاسته می شود که برای ایستگاه mA تعیین شده است. جریان لامپ اشعه ایکس اغلب بطور پیوسته قابل تغییر نیست، معمولا فقط جریانهای ثابت مثل 50,100,200,300 mA و بیشتر برای دستگاه قابل انتخاب می باشد..

سپس ولتاژ از سویچ انتخابگر(کلید) mA به ترانسفورماتور فیلامان هدایت می شود. ترانسفورماتور فیلامان، یک ترانسفورماتور کاهنده است بنابراین ولتاژ ورودی به فیلامان نسبت به ولتاژ ورودی به ترانسفورماتور فیلامان با ضریبی معادل نسبت دورهای سیم پیچ ترانسفورماتور کم می شود. به همین ترتیب متناسب با نسبت دورهای سیم پیچ جریان عبوری از فیلامان افزایش می یابد.



شکل 2-22. مدار فیلامان لامپ اشعه X با دو فیلامان.

جریان لامپ اشعه ایکس توسط یک میلی آمپرسنج که در مدار نصب می شود مشخص می شود. معمولا mA متر(آمپرسنج) از شیر میانی (وسط سیم پیچ) ثانویه ترانسفورماتور افزاینده منشاء می گیرد. بنابراین می توان علاوه بر آمپرسنج, مقدار mAs نیز مشاهده و اندازه گیری کرد.

2-8- قسمت ولتاژ بالا

قسمت ولتاژ بالای دستگاه اشعه ایکس مسئول تبدیل جریان ولتاژ ورودی پایین به کیلوولت می باشد. قسمت ولتاژ بالا از سه قسمت تشکیل شده که عبارتند از ترانسفورماتور افزاینده ولتاژ بالا، ترانسفورماتور فیلامان و یکسو کننده ها، که تمام آنها در داخل روغن قراردارند. گرچه مقداری گرما در قسمت ولتاژ بالا تولید می شود، روغن اساسا بعنوان عایق الکتریکی مورد استفاده قرار می گیرد.

2-8-1- ترانسفورماتور ولتاژ بالا

ترانسفورماتور ولتاژ بالا یک ترانسفورماتور افزاینده است، این بدان معناست که بعلت زیادتر بودن تعداد دورهای سیم پیچ ثانویه نسبت به اولیه، ولتاژ ثانویه بیشتر از ولتاژ ورودی است. نسبت تعداد دورهای ثانویه به اولیه را نسبت دوران می نامند. بنا به قانون ترانسفورماتور افزایش ولتاژ متناسب با نسبت دورها است. همچنین بطور متناسب با افزایش ولتاژ، جریان نیز کم می شود. نسبت دورها در ترانسفورماتورهای معمولی بین 500-1000 است.

از آنجائیکه ترانسفورماتور فقط با جریان متناوب کار می کند، شکل موج در دو طرف ترانسفورماتور ولتاژ بالا (ورودی و خروجی) بصورت سینوسی است. تنها فرق بین شکل موج اولیه و ثانویه در دامنه آنهاست. ولتاژ اولیه برحسب ولت و ثانویه برحسب کیلوولت اندازه گیری می شود (شکل 2-23).

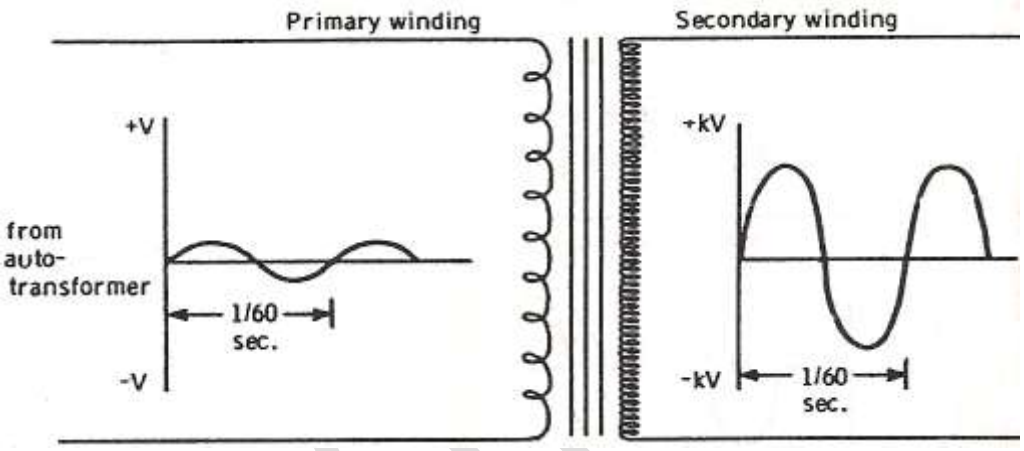
2-8-2- یکسو کردن ولتاژ[1]

اگرچه ترانسفورماتورها با جریان متناوب کار می کنند، اما برای لامپ اشعه ایکس باید جریان یکسو فراهم شود. پرتوهای ایکس از شتاب گرفتن الکترونها از کاتد به آند تولید می شوند. حتی اگر آند می توانست بصورت

[1] Voltage rectifing

ترمویونیک الکترون پرتاب کند، ساختمان کاتد طوری است که نمی تواند در مقابل گرمای بسیار زیاد حاصل از چنین عملی تحمل کند. جریان الکترون ها در جهت عکس برای لامپ اشعه ایکس فاجعه آمیز است.

اگر قرار است جهت جریان الکترونها فقط از کاتد به آند باشد باید ولتاژ ثانویه ترانسفورماتور ولتاژ- بالا یکسو شود. یکسو کردن عملی است که درآن ولتاژ متناوب به ولتاژ مستقیم تبدیل می شود و در نتیجه جریان متناوب به جریان مستقیم تبدیل می شود.



شکل 2-23. همانند ولتاژ ورودی، ولتاژ القائی ثانویه درترانسفورماتور ولتاژ-بالا متناوب است وفقط مقدار(دامنه) بیشتر است.

2-8-3- دوقطبی ها

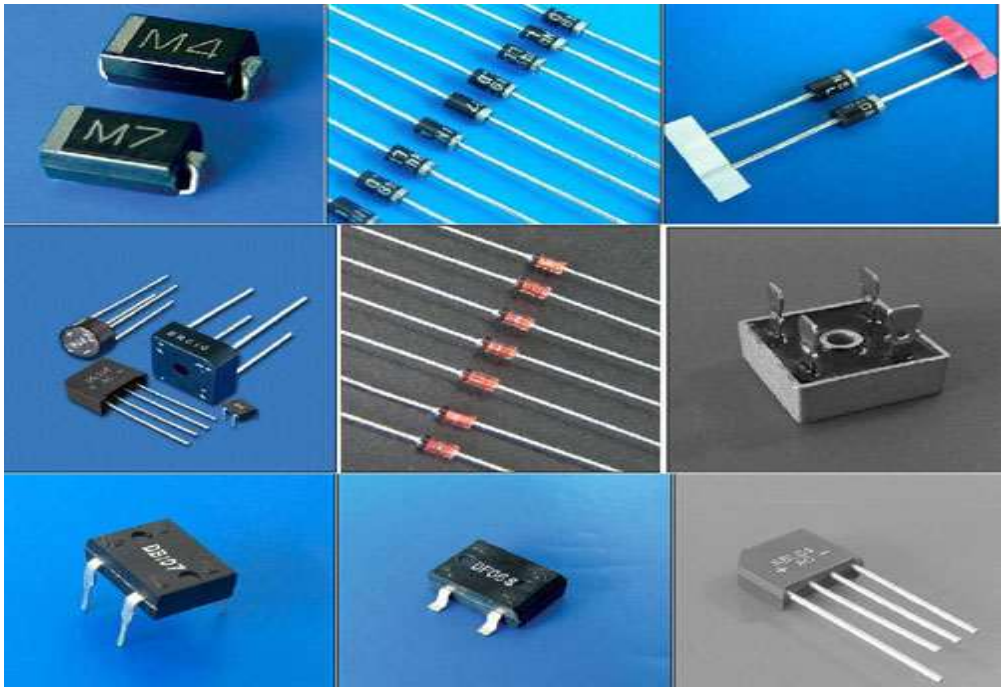
یکسوسازی توسط وسایلی به نام دوقطبی صورت می گیرد. تا چند سال قبل تمام دو قطبی ها از نوع لامپ خلاء بودند و شباهت زیادی به لامپ های اشعه ایکس داشتند و بنام شیرهای لامپی معروف بودند. کاتد و آند در شیرهای لامپی با کاتد و آند لامپ اشعه ایکس خیلی فرق دارند و بنابراین از آنها اشعه ایکس ساطع نمی شود. تقریبا در تمام دستگاههای اشعه ایکس جای لامپهای شیری را یکسو کننده های جامد از جنس سیلیکون گرفته است. شکل 2-24 نمونه هائی از یکسو کننده های مدرن را نشان می دهد.

فقط در نیم سیکل مثبت یعنی هنگامی که آند مثبت و کاتد منفی است جریان از لامپ اشعه ایکس عبور می کند. در نیم سیکل منفی, جریان فقط می تواند از آند به کاتد باشد، ولی به علت اینکه آند برای پرتاب الکترون ساخته نشده است این عمل اتفاق نمی افتد. جریان عبوری از لامپ اشعه ایکس در نیم سیکل منفی ولتاژ معکوس نامیده می شود و برای لامپ اشعه ایکس مضر است.

صبا شیلد تولید کننده شیلد های سی تی اسکن و اپرون های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای

2-8-4- یکسوساز نیم موج[1]

با یکسوسازی ولتاژ معکوس عبوری از لامپ اشعه ایکس حذف میشود و به ولتاژ اجازه داده نمی شود در نیم سیکل منفی خود نوسان کند. همانطور که درشکل 2-25 نشان داده شده است، معمولا در یکسوسازی نیم موج دو دیود در قسمت ولتاژ بالا نصب میشود. گاهی اوقات از یک دیود استفاده می شود. برخی از مدارهای اشعه ایکس خود یکسو کننده هستند، یعنی خود لامپ اشعه ایکس به عنوان یک دیود یکسو کننده عمل می کند و در این حالت در مدار هیچ دوقطبی دیگری وجود ندارد. بسیاری از دستگاههای دندان و پرتابل های کم قدرت از نوع خود یکسو کننده هستند.

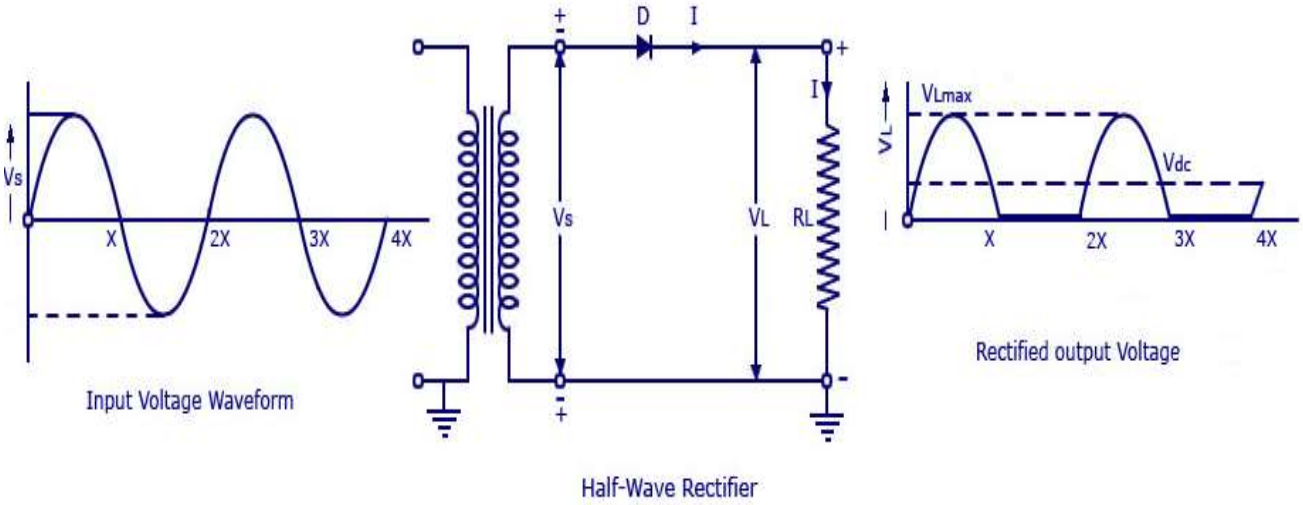


شکل 2-24. یکسو کننده ها در اغلب دستگاههای اشعه ایکس مدرن از جنس نیمه هادی سیلیکون هستند.

2-8-5- یکسوسازی تمام موج[2]

[1] Half wave rectifier
[2] Full wave rectifier

ماشین های اشعه ایکس با یکسو کننده تمام موج که معمولا مانند شکل 2-26 نصب می شوند در مدار ولتاژ بالا حداقل دارای چهار دیود هستند. درمدار یکسو کننده تمام موج، نیم سیکل منفی که همان ولتاژ معکوس می باشد عکس شده بطوریکه همیشه از لامپ جریان مثبت عبور می کند.



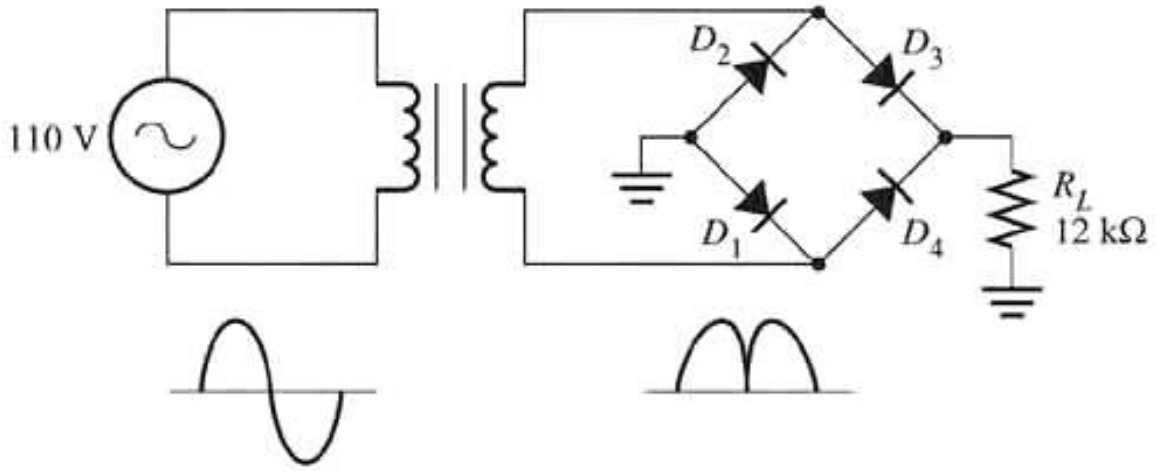
شکل 2-25. یک مدار یکسو کننده نیم-موج. این مدار شامل یک دیود است، گرچه برخی از مدارها دارای دو دیود و یا اصلا دیود ندارند. در این مدار سیکل های مثبت حفظ و سیکل های منفی حذف می شود. به همین ترتیب، شکل اشعه X خروجی دستگاه نیم موج نوسانی است.

شکل 2-27به توضیح چگونگی کار یکسوسازی تمام موج کمک می کند. در نیم سیکل مثبت ولتاژ ثانویه، الکترونها از طرف قطب منفی به دو قطبی های D1 و D3 جریان می یابد. در نیم سیکل منفی دیودهای D2 و D4 وارد مدار شده و دیودهای D1 وD3 از جریان الکترونها محروم می شوند. توجه داشته باشید که دو قطبی بودن دستگاه اشعه ایکس بدون تغییر باقی می ماند. اگرچه ولتاژ القائی ثانویه بین مثبت و منفی نوسان می کند ولی کاتد همیشه منفی و آند همیشه مثبت باقی می ماند.

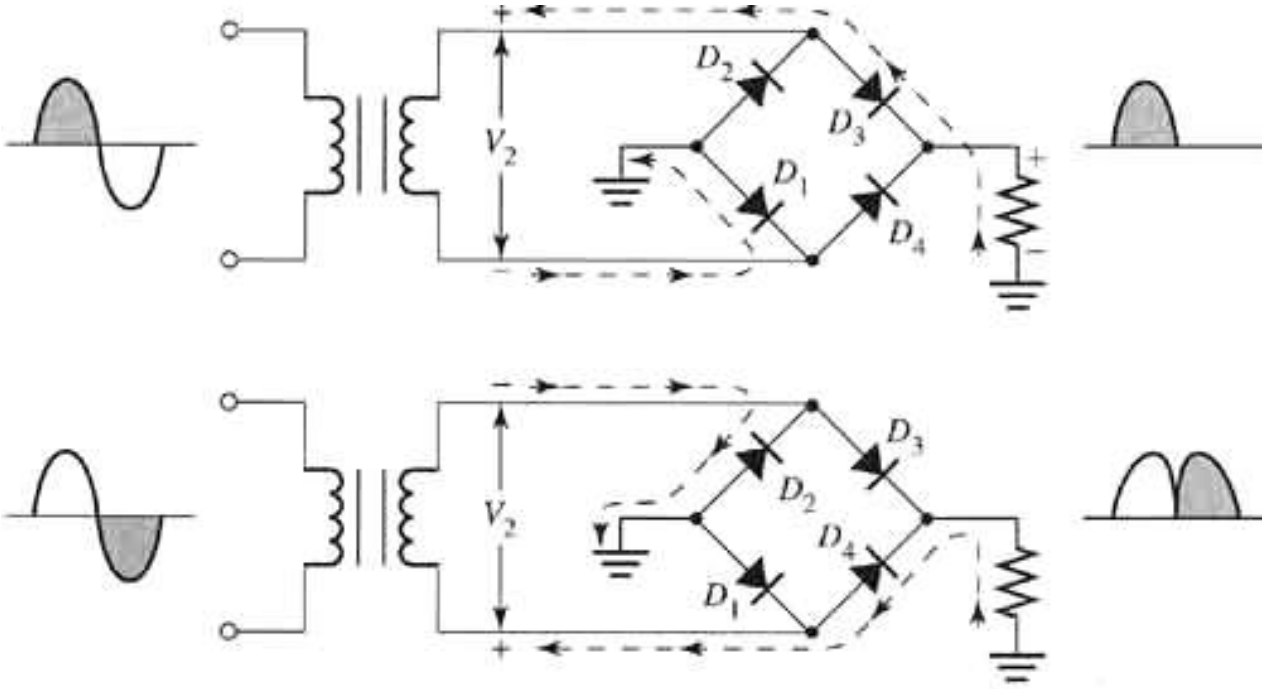
تقریبا در تمام دستگاههای اشعه ایکس ثابت از یکسوسازی تمام موج استفاده می شود. مهمترین مزیت آن این است که زمان اکسپوز آزمون به نصف تقلیل می یابد. دستگاه اشعه ایکس در یکسو کننده نیم موج فقط در نصف

صبا شیلد تولید کننده شیلد های سی تی اسکن و اپرون های کامپوزیت سربی فوق سبک و ژله ای

زمانی که روشن است اشعه ایکس تابش می کند. اشعه ایکس تابش شده نوسانی در یکسو کننده تمام موج در هر ثانیه 120 بار نوسان می کند در حالیکه در یکسو کننده نیم موج در هر ثانیه 60 بار نوسان می کند.



شکل 2-26. یک مدار یکسو کننده تمام موج حداقل چهار دیود دارد. جریان با 120 پالس(نوسان) در ثانیه از لامپ اشعه عبور می کند.



شکل 2-27. در یک مدار یکسو کننده تمام موج دو دیود(D1 , D3) در نیم سیکل مثبت و دو دیود (D2, D4) در نیم سیکل منفی جریان را برقرار می سازد.

2-8-6- برق سه فاز

برق سه فاز مزایای فراوانی دارد. مهمترین مزیت آن افزایش کمیت و کیفیت تشعشع می باشد که نتیجه تقریبا ثابت بودن ولتاژ دو سر لامپ اشعه ایکس است. در برق سه فاز مقدار تشعشع بالاتر است، چون با افزایش پتانسیل لامپ اشعه ایکس قدرت تولید پرتو ایکس افزایش می یابد. به عبارت دیگر هر یک از الکترونهای ساطع شده از کاتد لامپ اشعه ایکس که قدرت بیشتری نسبت به الکترونهای کم انرژی دارد، پرتوهای ایکس بیشتری تولید می کند. در برق سه فاز کیفیت دسته اشعه ایکس نیز بهتر است، چون هیچ الکترون کم انرژی وجود ندارد که از کاتد به آند برخورد کند تا اشعه ایکس کم انرژی تولید کند. درنتیجه انرژی متوسط اشعه ایکس نسبت به اشعه ایکس حاصل از برق تک فاز افزایش می یابد.

DO NOT C

به علت اینکه شدت و قدرت نفوذ پرتوهای ایکس خروجی برق سه فاز بیشتر از تک فاز است، از نمودارهای شرایط اکسپوز تک فاز نمی توان به جای سه فاز استفاده کرد. هنگام استفاده از دستگاههای سه فاز لازم است نمودارها ی شرایط اکسپوز جدیدی فراهم شود. هنگام استفاده از یک دستگاه سه فاز اگر mAs آن با mAs یک دستگاه تک فاز یکی باشد, بایدkVp را حدود 10واحد کاهش دهیم تا همان دانسیته که در دستگاه تک فاز بدست آمده بود حاصل شود. دستگاههای رادیولوژی سه فاز امروزی با ظرفیت بالا تا 1200 mA ساخته شده اند و بنابراین اکسپوز در زمان های بسیار کوتاه با شدت ایکس بالا امکان پذیر است.

این ظرفیت مخصوصا برای آزمونهای آنژیوگرافی اختصاصی بسیار مفید است. هنگامی که برای اتاق رادیوگرافی یا فلوروسکوپی یا برای یک اتاق آزمونهای اختصاصی برق سه فاز فراهم می شود تمام تابش ها تحت کنترل برق سه فاز هستند. به هر حال، معمولا روش فلوروسکوپی تک فاز است، به استثناء سینه رادیوگرافی که معمولا سه فاز است.

بزرگترین عیب دستگاههای اشعه ایکس سه فاز قیمت زیاد آنهاست. قیمت نصب و هزینه دستگاههای تک فاز می تواند کمتر باشد. ظرفیت و قدرت عمل حاصل دستگاههای سه فاز از قدرت عمل و ظرفیت دستگاههای تک فاز بیشتر است. این مزایای برق سه فاز باعث استفاده بیشتر از دستگاههای سه فاز در بخش های رادیولوژی نوین شده است.

جدیدترن پیشرفت درباره طراحی ژنراتورهای ولتاژ بالا استفاده از مدارهای الکتریکی با فرکانس بالا می باشد. برق یکسو شده تمام موج 60 HZ ، به فرکانس بالاتر معمولا 500 تا 1000HZ تبدیل می شود. درنتیجه، قله موج ولتاژ به صفر نزدیک می شود. یکی از مزایای ژنراتور فرکانس بالا در اندازه آن است، یعنی بسیاری از چنین ژنراتورها را می توان در داخل محفظه لامپ اشعه ایکس قرار داد. این تکنولوژی مخصوصا در دستگاه های پرتابل مورد استفاده قرار می گیرد.

2-9- لامپ های اشعه ایکس مدرن

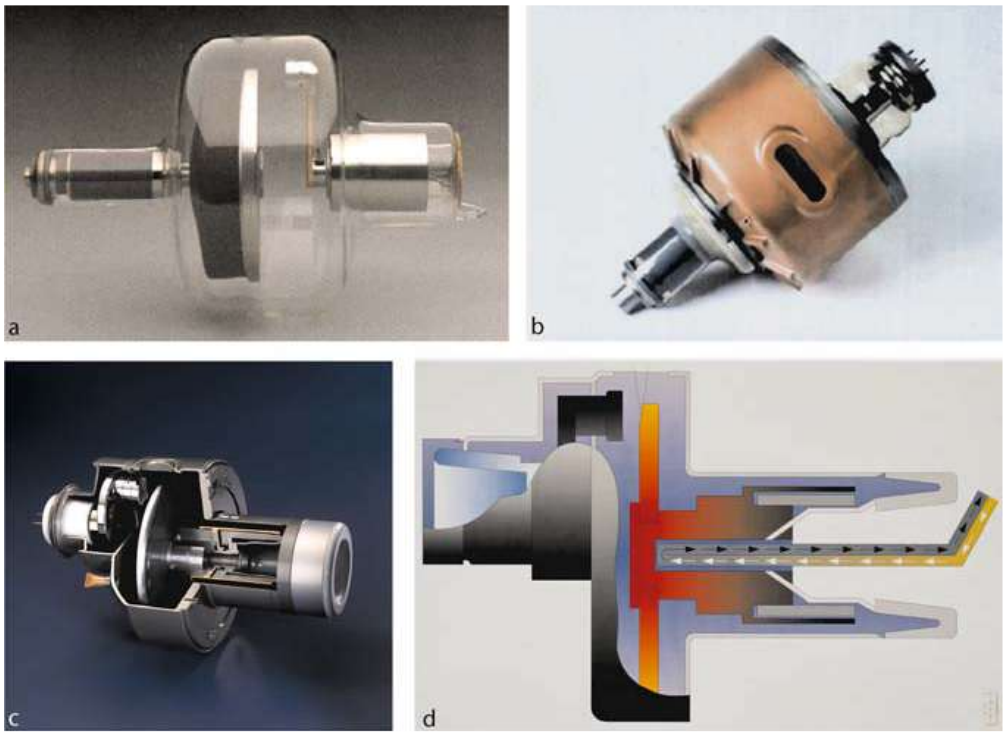
لامپ اشعه ایکس مهمترین بخش یک سیستم تصویر برداری می باشد. محدودیت های تکنولوژیکی موجود در لامپ های اولیه مشکلات مهمی در تصویر برداری ایجاد می کند. همواره محققان در تلاش بوده اند تا این مشکلات و محدودیت ها را مرتفع ساخته تا به قابلیت های تشخیصی و درمانی پیشرفته جدید دست پیدا کنند.

شکل 2-28 لامپ های اشعه ایکس استفاده شده در چندین نسل مختلف را نشان می دهد. شکل 28، a در سی تی اسکن تک اسلایس با مدت زمان اسکن 3 ثانیه در سال 1978 استفاده شده است. ظرفیت گرمایی آن 2 الی 3 MHU می باشد. در سال 1980 لامپی با ظرفیت گرمایی 2 برابر به بازار عرضه شده و در سی تی اسکن اسپیرال استفاده شد (شکل 28، b). شکل 28، c یک لامپ مدرن امروزی را نشان می دهد که در دستگاههای چند اسلایسه با ظرفیت گرمایی 5 الی 8 MHU استفاده می گردد. همانطوری که در شکل 28، d بصورت شماتیک نشان داده شده است، بخش مهمی از گرمای این لامپ توسط میله آند به بیرون منتقل شده (حدود 30٪) و باقی مانده گرما توسط تشعشع به بدنه و از آنجا به بیرون منتقل می شود.

علی رغم همه پیشرفت های علمی و تکنولوژیکی، هنوز هم میزان ظرفیت گرمایی و توان لامپ های موجود کافی نیست. لذا تلاشها برای طراحی لامپ های با توان بالا و وزن پایین و ابعاد کوچک ادامه دارد. در یکی از این طراحیها ایده استفاده از فلز مایع به جای آندی با فلز سخت پیشنهاد شده است. ایده کلی ساده می باشد و در آن قرار است اوتیکتیکی از فلزات مایع شامل SnPb، GaInSn یا PbBiInSn بطور پیوسته از محل نقطه کانونی عبور کرده و در محل دیگری توسط مبدل حرارتی خنک شده و سپس جریان سیال به طرف محل برخورد الکترونها پمپ شود. به بیان دیگر وقتی که جریان سیال داغ شده از محل نقطه کانونی دور می شود جریان خنکی از فلز مایع جایگزین می شود. این نوع لامپ ها به لامپ های آند فلز مایع، لیمکس[1] معروف هستند (شکل 2-29). فلز مایع توسط لایه ای به ضخامت چند میکرون از جنس الماس، تنگستن و یا مولیبدنیوم از خلا جدا می شود.

[1] LIMAX (Liquid Metal Anode X-ray)

DO NOT COPY

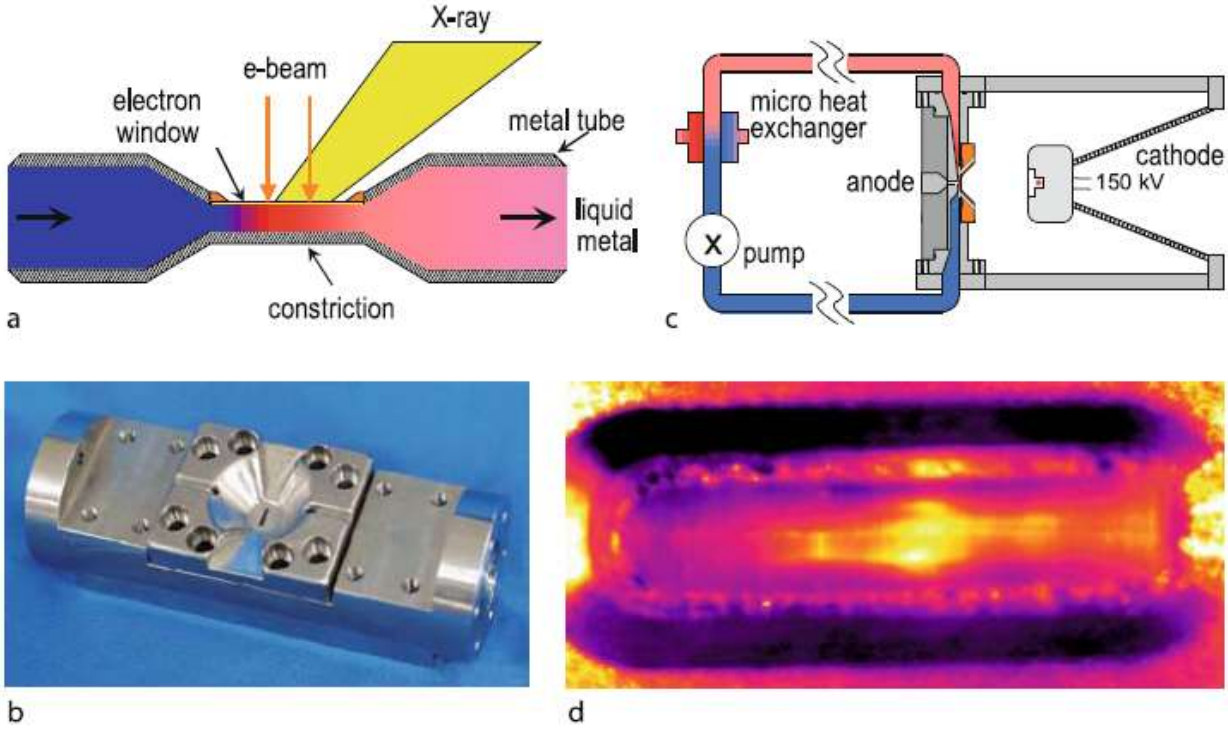


شکل 2-28. لامپ های اشعه ایکس در سال a) 1978 b) 1980 c) 2002 d) تصویر شماتیک از یک لامپ مدرن و چگونگی انتقال حرارت آن به بیرون

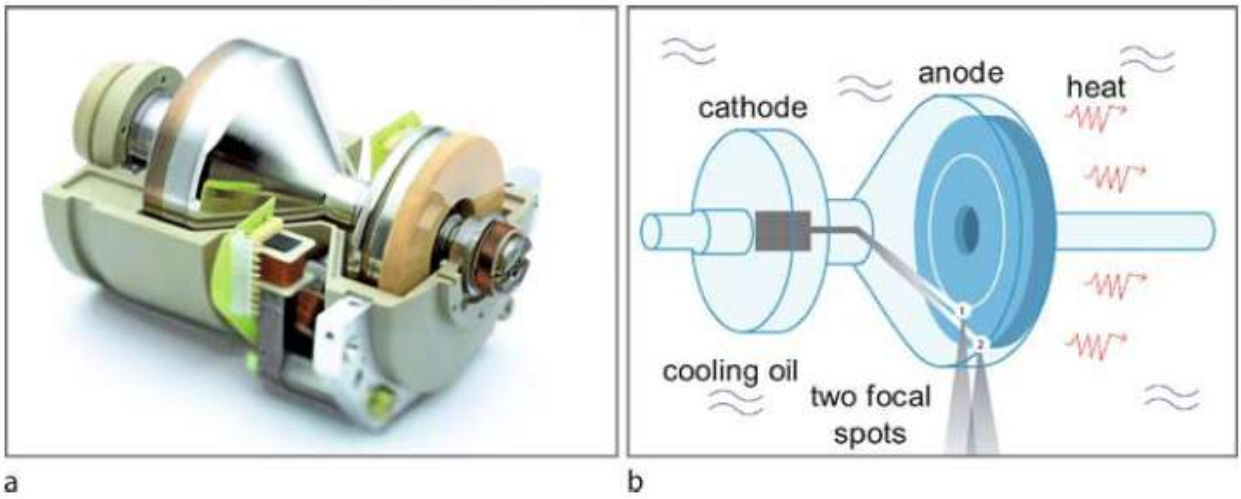
در مقایسه با لامپ های آند ثابت، لامپ های لیمکس عملکرد بسیار مناسبی برای کاربردهای پیوسته و طولانی مدت دارند. هر چند میزان تحمل این لامپ ها به حدی نرسیده که بتواند پاسخگوی آخرین نسل سی تی اسکن های موجود باشند.

یک استراتژی متفاوت دیگر برای خنک کردن مستقیم آند در لامپ های استراتون[1] به کار گرفته شد. خنک کردن مستقیم آند با قرار دادن محفظه حاوی آند دوار در داخل روغن خنک کننده در این لامپ ها پیاده سازی شد. این عمل نیاز به ظرفیت اضافی جهت دفع گرما را کاهش داده و باعث کوچکتر شدن حجم لامپ گردید. این لامپ وزن کمی داشته و در نسل های جدید سی تی اسکن دو منبعی[2] استفاده می شود (شکل 2-30).

1- Straton X-ray tube
2- Doual source CT scan



شکل 2-29. a) اصول پایه ای یک لامپ لیمکس b) بخش آند شامل یک کانال مایع محدود شده و پنجره متغیری برای بیم الکترونی می باشد c) بخش آند به یک مدار حاوی فلز سیال متصل می باشد که دارای پمپ و یک مبدل گرمایی متصل به منبع آب می باشد d) تصویر مادون قرمز از دمای نقطه کانونی



شکل 2-30. طراحی استراتون. لامپ اشعه ایکس استراتون مستقیم خنک شونده با نقطه کانونی شناور

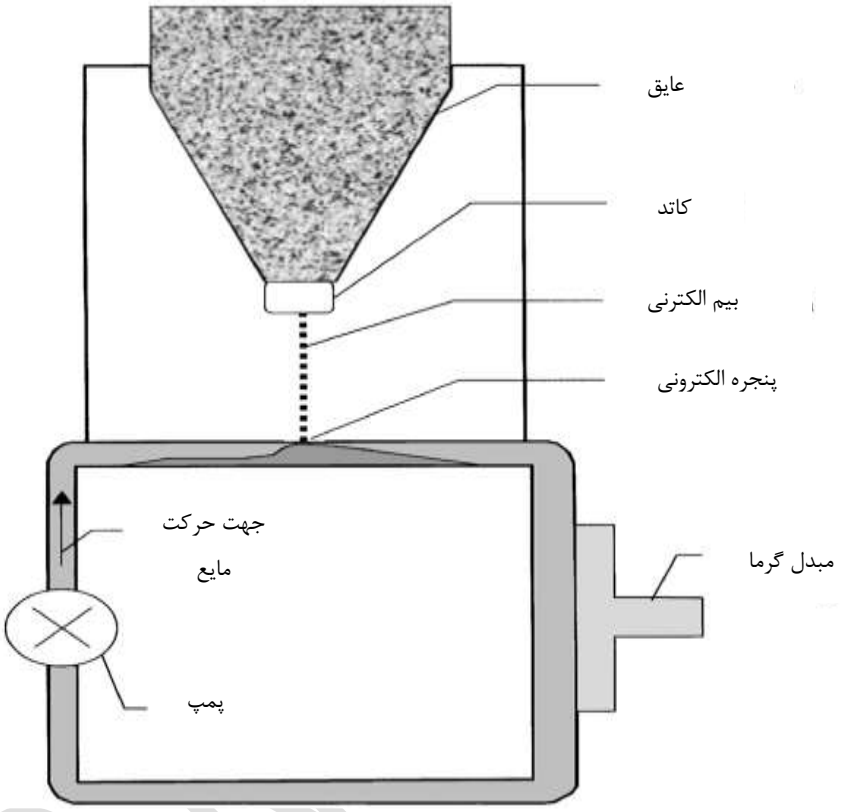
2-9-1- ویژگیهای لامپ اشعه ایکس با آند فلز مایع

تمامی لامپ های مولد اشعه ایکس، از مکانیزم انتقال حرارت با ماده خنک کننده از ماده هدف به خارج استفاده می کنند. تیوب های آند ثابت در اصل بر انتقال گرما از طریق رسانش از آند به ماده خنک کننده متکی هستند، درحالی که تیوب های آند چرخشی عموماً ترکیبی از انتقال تابشی و رسانشی را مورد استفاده قرار می دهند. انتقال تابشی از آند به محفظه تیوب اشعه ایکس مستلزم آن است که آند از سطح آندی وسیع برخوردار باشد تا در دمای بالا کارآیی داشته باشد. انتقال گرما چه از طریق رسانش و چه از طریق تابش محدودیت داشته و در عمل نمی توان توان گرمایی بیش از چند کیلووات را از طریق روشهای فوق دفع کرد. این محدودیت ها باعث ایجاد محدودیت در فرایندهای تصویر برداری شده و لزوم دستیابی به لامپی که بدون محدودیت تحمل گرمایی بطور پیوسته قابل استفاده باشد را روشن می کند.

پیشنهاد تولید لامپ های لیمکس توسط هاردنینگ در سال 2001 ارائه شد تا تولید اشعه ایکس توسط بمباران الکترون بر جریان فلز مایع چرخشی انجام شود که این فلز همچنین کار خنک کنندگی را نیز به عهده دارد. پرتو الکترون در خلاء تهیه شده و خلا با پنجره الکترونی ظریفی از فلز مایع جدا می شود. پرتو الکترون با انرژی در حدود 150 کیلو الکترون ولت از پنجره الکترونی نفوذ می کند و انرژی کمی را در طول پنجره از دست داده و با برخورد با فلز مایع به عنوان آند اشعه ایکس تولید می کند. ساختار مفهومی لامپ لیمکس بصورت شماتیک در شکل 2-31 نمایش داده شده است.

ولتاژ منفی بالایی توسط بدنه عایقی به تیوب کاتدی اعمال می شود که تحت تاثیر اپتیک الکترونی مناسب، باعث تولید پرتوالکترونی متمرکز می شود. این طیف الکترونی از طریق خلا به سمت الکترود زمین، آند شتاب داده می شود. فرض بر این است که الکترون مقدار جزیی از انرژی خود را در پنجره از دست می دهد. پرتو الکترونی به داخل فلز مایع انتشار می یابد که تحت فشار پمپ با سرعت بالا در محل برخورد الکترون قرار داده می شود. گرمای آند به سرعت توسط حرکت مایع به خارج از محل فرود الکترونها منتشر می شود. مایع داغ به داخل مبدل گرما حرکت کرده و سرد می شود. سپس مایع سرد به داخل شبکه برگشته و در زیر پنجره الکترونی قرار می گیرد. طوری که محل برخورد الکترونها، بطور پیوسته توسط مایع سرد جایگزین شده و این فرایند مشابه چرخش آند در لامپ های آند دوار می باشد. با این تفاوت که در آند فلز مایع محل برخورد

الکترونها قبل از قرار گرفتن در زیر پنجره الکترونی بطور موثری سرد شده و از این رو انتظار می رود که تحمل گرمایی در این نوع از لامپ ها بطور قابل توجهی افزایش یابد.



شکل 2-31. طرح کلی و بزرگ شده اجزای مفهومی لیمکس

پنجره الکترونی به وضوح قطعه ای حساس و حیاتی است که قرار است فشار و دمای بسیار بالا را بطور همزمان تحمل کند در حالی که می بایست نسبت به عبور الکترونها شفاف باشد. چنین قابلیتی در لایه ای از جنس فویل Ti مشاهده شده و گزارش شده که این فلز با ضخامت یک میکرومتر قدرت تحمل فشار بالا در حد چندین بار در پهنای یک میلی متر و بدون هیچ محافظی را دارا می باشد.

در هر صورت، مهمترین و پیچیده ترین سخت افزار برای به واقعیت رسیدن ایده لامپ های لیمکس طراحی و ساخت پنجره الکترونی مناسب و موثر می باشد که نیازمند تحقیقات بیشتر در این حوزه می باشد. با دست یابی به چنین غشاهایی جهت ساخت پنجره الکترونی، لامپ های آند مایع جایگزین لامپ های آند ثابت و دوار شده

که این لامپ ها با انتقال مستقیم گرما به مایع خنک، مشکلات و محدودیت های تحمل گرمایی در لامپ های موجود را مرتفع کرده و امکان استفاده پیوسته از لامپ ها بدون نیاز به زمان خنک شوندگی میسرخواهد شد.

2-9-1-1- انتخاب فلز مایع

ازآنجا که فلز مایع نقش مهمی در سیستم لیمکس بر عهده دارد چه در نقش ماده تولید کننده اشعه ایکس چه در نقش خنک کننده و انتقال دهنده گرما از محل تمرکز، در اینجا این موضوع مهم است که خواص گرمایی و هیدرو دینامیکی در فلزهای مایع چیست و چرا این مواد راانتخاب می کنیم. یکی از خواص مناسب فلز مایع جهت استفاده در آند لامپ، بالا بودن عدد اتمی ماده هدف برای افزایش بازده تولید تابش ترمزی است. خاصیت دیگری که می توان نام برد نقطه ذوب نزدیک به دمای اتاق و آسانی دسترسی به این ماده است. در بین عناصر موجود با ویژگیهای فوق، علاوه بر عنصر جیوه که در دمای اتاق مایع است و گالیم Ga که در دمای 29/8 درجه سانتیگراد ذوب می شود، آلیاژهای ایندیومی دیگر نیز وجود دارند که از آن جمله می توان GaInSn (درصد ترکیب: Ga 62.5, In 21.5, Sn16) و آلیاژ دیگر BiPbInSn (درصد ترکیب: Bi49.4, In21, Pb18, Sn11.6) را نام برد.

2-9-1-2- نحوه انتقال گرما در تیوب لیمکس

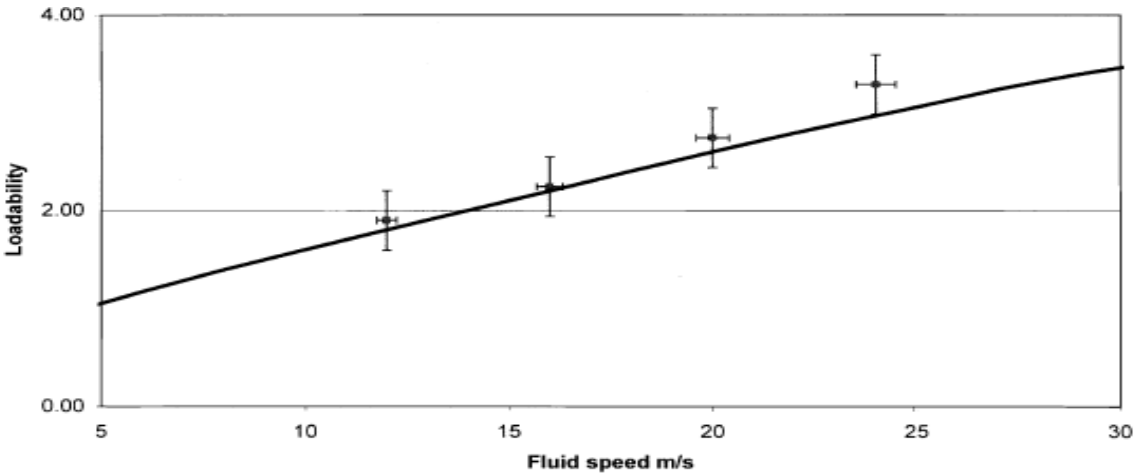
سه فرایند فیزیکی متفاوت در انتقال گرما در لامپ های لیمکس موثر می باشد. این سه فرایند عبارتنداز: 1) انتشار الکترون های پر انرژی به درون فلز مایع: الکترونهای پرانرژی بعد از برخورد به فلز مایع در فاصله کوتاهی، در حدود چند ده میکرومتر، اکثر انرژی خود را بصورت گرما در فلز مایع آزاد کرده و بخش کوچکی از انرژی آنها به اشعه تبدیل می شود، 2) هدایت گرمایی در فلز مایع: گرمای منتقل شده به مایع از طریق انتشار در جهات مختلف پخش می شود. با توجه به حرکت مایع، حداکثر برد گرما در مدت زمان عبور مایع از مقابل دریچه کمتر از ابعاد نقطه کانونی خواهد بود. همچنین برد گرما در درون فلز مایع در راستای حرکت الکترونها در مدت زمان مذکور، در حدود چند ده میکرومتر می باشد که این مقدار برد با میزان برد الکترونها درون مایع تقریبا برابر است. این تشابه در برد الکترونها و گرما در راستای برخورد الکترونها نشان می دهد که هر دو متغیر سهم مشابهی در انتقال گرما در داخل فلز مایع را دارند 3) آشفتگی فلز مایع در ناحیه فصل مشترک پوسته-فلز

مایع: محل برخورد الکترونها فصل مشترک فلز مایع داغ و سرد می باشد. به علت انتقال جرم در جهت مخالف جریان اصلی بخشی از مایع داغ به درون مایع سرد و بالعکس منتشر می شود. این مساله در فرایند خنک شدن نقطه کانونی و انتقال گرما نقش بسزایی دارد. از 3 عامل ذکر شده در انتقال گرما، هدایت گرمایی فلز مایع به ویژگیهای ماده استفاده شده در آند بستگی گامل دارد، در حالی که دو عامل دیگر کم و بیش مستقل از نوع ماده مورد استفاده در آند هستند.

مدل توزیع گرما در محل برخورد الکترونها بدلیل اینکه سه فرایند مستقل از هم در چگونگی توزیع گرما نقش دارند، مساله پیچیده ای می باشد. با این حال، در صورتی که توزیع گرما را بصورت یک بعدی و فقط در راستای حرکت الکترونها بررسی کنیم، نحوه انتشار گرما از توزیع گوسین تبعیت خواهد کرد، که مقدار ماکزیمم این توزیع در محل برخورد الکترونها به مایع بوده و با دور شدن از محل برخورد بصورت تابعی گوسین شدت گرما کاهش خواهد یافت.

2-9-1-3- بررسی تجربی مدل توزیع گرما

برای بررسی تجربی مدل توزیع گرما، از دستگاه مولد اشعه لیمکس ساخته شده در آزمایشگاه تحقیقاتی فیلیپس هامبورگ استفاده شده است. برای تامین ولتاژ بالای مورد نیاز، از یک ژنراتور تک قطب استاندارد (با آند متصل به زمین) با پایداری بهتر از 1٪ بهره برده شد. با کمک این وسایل، پرتو الکترونی با انرژی kev150، با پهنای 1 میلی متر و طول چند میلی متر، جهت تابش بر روی آند لامپ ساخته شده با پنجره الکترونی، تولید شد. فویلهای فلزی از جنس Ti و Mo با ضخامت های چندین میکرومتری در پنجره الکترونی مورد استفاده قرار گرفت. پرتو الکترونی بعد از عبور از پنجره با بخار فلز مایع (آلیاژ گالیوم انیدیوم) برهم کنش کرده در حالی که این مایع با سرعت چندین ده متر در ثانیه حرکت می کند. بیشینه دمای آند با کمک تصویر برداری مادون قرمز اندازه گیری شد. سیال در دمای اتاق نگه داشته شده و در محل برخورد الکترونها دما در حد چندین صد درجه اندازه گیری گردید. قابلیت بارگذاری لامپ بصورت توان چگالی الکترونی بر بیشینه دمای فلز مایع تعریف شده و اندازه گیری شد. این نسبت بصورت تابعی از افزایش سرعت حرکت مایع از نتایج تجربی آزمایش محاسبه شده و با نتایج مدل گوسین ارائه شده برای توزیع دما مقایسه شد. نتایج در شکل 2-32 آورده شده است. اعداد بدست آمده از مطالعه تجربی سازگاری خوبی با نتایج بدست آمده از پیش گویی های مدل گوسین نشان دادند.



شکل 2- 32. قابلیت بارگذاری در یک لامپ لیمکس بصورت تابعی از سرعت حرکت مایع. مقایسه نتایج آزمایش تجربی و نتایج مدل گوسین برای تابش یک پرتو الکترونی140kev بر آند فلز مایعGaInSn

این مطالعه در مورد یک فلز مایع خاص صورت گرفته و برای فلزات مایع دیگر بایستی بررسی شود. در این مطالعه، تلاش خاصی برای بهینه سازی اثر توزیع آشفتگی در انتقال گرما صورت نگرفت. اثر آشفتگی در قابلیت بارگذاری انکار ناپذیر بوده و می تواند در افزایش توان تحمل لامپ تاثیر بسزایی داشته باشد، که این امر نیازمند تحقیقات بیشتری می باشد.