

واحد علوم و تحقیقات
دانشکده مهندسی پزشکی

دکتر مرتضی زنگنه سروش

چکیده..... ۱۰

فصل اول : آشنایی با سیستمهای رادیولوژی

بخش 1 : آشنایی با اشعه ایکس و اصول تولید آن

- ۱-۱ خواص کلی امواج الکترومغناطیسی..... ۱۱
- ۲-۱ اثر فتوالکتریک..... ۱۱
- ۳-۱ تئوری کوانتوم نور..... ۱۳
- ۴-۱ اشعه X ۱۴
- ۵-۱ کاربردهای اشعه ایکس..... ۱۶
- ۶-۱ ملزومات تولید اشعه ایکس..... ۱۷
- ۱-۶-۱ انواع مختلف مبدل‌های جریان الکتریکی..... ۱۷
- ۱- مبدل جریان متناوب به مستقیم (یکسو کننده)..... ۱۷
- ۲- مبدل جریان مستقیم به متناوب..... ۱۸
- ۱-۶-۲ رابطه توان، ولتاژ و جریان در یک مصرف کننده..... ۱۹
- نوسانات ولتاژ خط..... ۱۹
- نوسانات فرکانس..... ۲۰

بخش ۲: ژنراتورهای اشعه ایکس

- ۱-۲ ابزار کنترل در ژنراتورهای اشعه ایکس (آنالوگ)..... ۲۲
- ۱-۱-۲ ترانسفورماتور فشار قوی..... ۲۴
- ۲-۱-۲ حداکثر ظرفیت مجاز ترانسفورماتورهای فشار قوی..... ۲۸
- ۳-۱-۲ یکسوسازی شدت جریان الکتریکی در خروجی ترانسفورماتورهای فشار قوی..... ۲۹
- ۴-۱-۲ کنترل کیلو ولت..... ۳۱
- الف) اتوترانسفورماتور..... ۳۲
- ب) اتوترانسفورماتور به عنوان ابزار کنترل کیلوولت..... ۳۳
- ج) کنترل KV به صورت پیوسته..... ۳۶
- ۱- ژنراتورهای موتور کنترل..... ۳۶
- ۲- ژنراتورهای تریستوری..... ۳۷

۳۷.....	۵-۱-۲ مدارات فیلامان و کنترل شدت جریان عبوری از تیوب.....
۳۸.....	الف) کنترل جریان عبوری از تیوب مولد اشعه.....
۳۹.....	ب) ثبات ولتاژ در مدار فیلامان.....
۴۱.....	ج) مدار جبران کننده اثر ابر الکترونی.....
۴۲.....	۶-۱-۲ جبران نوسانات ولتاژ در منبع تغذیه اصلی.....
۴۴.....	۷-۱-۲ جبران کننده افت ولتاژ در زیر اکسپوز.....
۴۵.....	۲-۲ - ژنراتورهای فشار قوی اشعه ایکس.....
۴۵.....	۱-۲-۲ حداکثر خروجی مجاز در ژنراتورهای فشار قوی.....
۴۶.....	۲-۲-۲ ژنراتور خود یکسو کننده.....
۴۷.....	محدودیت های ژنراتورهای خودیکسو کننده.....
۴۹.....	۳-۲-۲ ژنراتورهای تک فاز تمام موج.....
۵۱.....	الف) خصوصیات مدار تمام موج.....
۵۱.....	ب) کوتاهترین زمان اکسپوز.....
۵۲.....	ج) مقایسه کاربردی ژنراتورهای تک فاز.....
۵۳.....	۴-۲-۲ ژنراتورهای سه فاز تمام موج.....
۵۷.....	الف) ریتینگ تیوب در ژنراتورهای سه فاز.....
۵۷.....	ب) کوتاهترین زمان اکسپوز در ژنراتورهای سه فاز.....
۵۸.....	ج) مزایا و موارد استفاده ژنراتورهای سه فاز.....
۵۹.....	۵-۲-۲ ژنراتورهای ولتاژ ثابت.....
۶۱.....	۶-۲-۲ ژنراتورهای فرکانس بالا.....
۶۳.....	۷-۲-۲ ژنراتورهای خازنی.....
۶۸.....	مشکلات گزارش شده.....
۶۹.....	ملاحظات خرید.....

بخش ۳: تیوب اشعه ایکس

۷۱.....	۱-۳ تیوب های دو فوکوسه.....
۷۲.....	۲-۳ محفظه شیشه ای (اینسرت).....
۷۳.....	۳-۳ تیوب های مولد اشعه با آند دوار.....
۷۴.....	آند در تیوب های دوار.....
۷۷.....	۴-۳ محفظه یا شیلد تیوب.....

- ۵-۳ حداکثر خروجی مجاز در تیوب‌های مولد اشعه ایکس ۸۰
- ۱-۵-۳ ریتینگ در رادیوگرافی ۸۱
- ۲-۵-۳ ریتینگ در فلوروسکپی ۸۴
- ۶-۳ عیوب تیوب‌های مولد اشعه ایکس ۸۵
- ۱-۶-۳ عیوب مربوط به اینسرت ۸۵
- ۲-۶-۳ عیوب مربوط به آند و سیستم چرخش آن (روتور، استاتور و ...) ۸۶
- ۳-۶-۳ عیوب مربوط به فیلامان ۸۷
- ۴-۶-۳ عیوب مربوط به فضای خلاء ۸۸
- ۷-۳ تیوب‌های اختصاصی ۸۸
- الف) تیوب‌های مولد اشعه ایکس سه قطبی (گریدار) ۸۸
- ب) تیوب‌های میان فلزی ۸۹
- ج) تیوب‌های ماموگرافی ۹۰
- ۸-۳ انتخاب صحیح تیوب برای کاربردهای مختلف ۹۰
- ۹-۳ ستون نگهدارنده تیوب و انواع آن ۹۱
- انواع ستون‌های رادیوگرافی ۹۳

بخش ۴: ابزار کنترل اشعه ایکس

- ۱- پراکندگی کلاسیک ۹۷
- ۲- اثر کامپتون ۹۸
- ۳- اثر فتوالکتریک ۹۸
- ۱-۴ وسایل محدودکننده پرتوهای اولیه ۹۹
- الف) لوکالیزاتورها ۹۹
- ب) کلیماتور یا دیافراگم شکافدار ۱۰۰
- ۲-۴ دیافراگم‌های شکافی قابل تنظیم ۱۰۱
- ۳-۴ ابزار محدودکننده پرتوهای ثانویه ۱۰۴
- الف) کمپرسور ۱۰۴
- ب) گرید ۱۰۵
- ب-۱ نسبت گرید ۱۰۵
- ب-۲ فرکانس (ضریب) گرید ۱۰۶
- ب-۳ ارزیابی کیفی گریدها ۱۰۶

- ب-۴ ضریب افزایش کتتراست گرید..... ۱۰۷
- ب-۵ قدرت جداسازی (غربال‌گری)..... ۱۰۷
- ب-۶ انواع گرید..... ۱۰۸
- ۴-۴ بوکی و حرکت گرید..... ۱۱۱
- الف) ساختمان بوکی..... ۱۱۱
- ب) سیستم‌های حرکتی گرید..... ۱۱۲
- ۵-۴ مقایسه دو نوع بوکی..... ۱۱۴

بخش ۵: فلوروسکوپی، زنجیره تلویزیونی اشعه ایکس

- ۱-۵ فلوروسکوپی مستقیم..... ۱۱۶
- الف) ساختمان صفحه حساس..... ۱۱۷
- ب) تصویر در فلوروسکوپی مستقیم..... ۱۱۷
- ۲-۵ فلوروسکوپی غیرمستقیم - تلویزیون مدار بسته..... ۱۱۸
- ۱-۲-۵. لامپ تشدیدکننده تصویر..... ۱۲۰
- ۲-۲-۵. دوربین تلویزیونی..... ۱۲۴
- ۱ تأخیر..... ۱۲۷
- ۲ حساسیت..... ۱۲۷
- ۳ شدت جریان تاریکی..... ۱۲۸
- ۳-۲-۵. لامپ تصویر در گیرنده تلویزیونی..... ۱۳۰
- ۳-۵ تکنیک‌های فلوروسکوپی اتوماتیک..... ۱۳۲
- ۴-۵ خطاهای تصویری لامپ تشدیدکننده تصویر..... ۱۳۶
- اعوجاج..... ۱۳۶
- عدم یکنواختی روشنایی تصویر..... ۱۳۶
- قدرت تفکیک..... ۱۳۷

فصل اول

آشنایی با سیستمهای رادیولوژی

بخش 1

آشنایی با اشعه ایکس و اصول تولید آن

اشعه‌های ایکس بخشی از طیف گسترده امواج الکترومغناطیسی محسوب می‌گردند. اسپکتروم امواج الکترومغناطیسی از امواج الکتریکی (۵۰ و ۶۰ سیکل) آغاز، و به ترتیب امواج مخابراتی، اولتراسونیک، تلویزیونی، میکروویو، نور مرئی، اشعه ایکس، امواج گاما و بالاخره امواج کیهانی را شامل می‌شود.

۱-۱ خواص کلی امواج الکترومغناطیسی

الکترون را به صورت ذره در نظر می‌گیریم چرا که دارای جرم و بار الکتریکی است و از قوانین مکانیک ذرات تبعیت می‌کند. این خصوصیت در دستگاههایی مثل لامپ تصویر تلویزیون به خوبی قابل مشاهده است، ولی دلایل بسیاری در دست است که یک الکترون متحرک خواص یک موج را نیز از خود بروز می‌دهد و می‌توان این الکترون متحرک را به صورت یک موج در نظر گرفت.

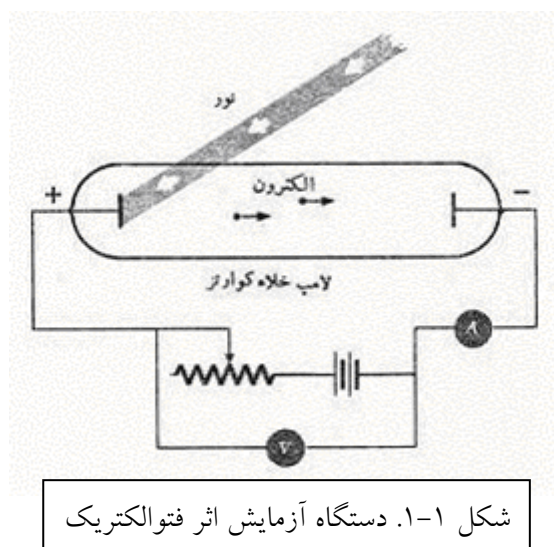
امواج الکترومغناطیسی را موج می‌نامیم چون در پدیده‌های پلاریزاسیون و تداخل مانند موج عمل می‌کنند. از طرف دیگر ملاحظه می‌شود که در برخی شرایط مجبوریم امواج الکترومغناطیسی را به صورت یک رشته از ذرات در نظر بگیریم. به هر حال دانستن تئوری نسبیّت و مقوله‌های فیزیک مدرن برای درک صحیح تر و به دست دادن تعریفی حقیقی تر از ماهیت دوگانه «ذره - موج» این امواج ضروری به نظر می‌رسد.

۲-۱ اثر فتوالکتریک

طی آزمایشاتی که در اواخر قرن نوزدهم صورت گرفت مشاهده شد که هرگاه نوری با فرکانس به قدر کافی زیاد بر فلزی بتابد، از آن فلز الکترون صادر می‌شود. این پدیده به نام اثر فتوالکتریک مشهور است. در شکل ۱-۱ لامپی که برای این آزمایش به کار رفته نشان داده شده

است. این لامپ، خالی از هوا و شامل دو الکتروود است که به مداری مطابق شکل متصل شده‌اند. نور، سطح آند را روشن می‌کند و در اثر تابش آن تعدادی الکترون از سطح آند خارج شده و به سمت کاتد پرتاب می‌گردند. تعدادی از این الکترون‌ها بر پتانسیل منفی کاتد غالب شده و خود را به آن می‌رسانند و جریان I را تشکیل می‌دهند که توسط آمپر متر A اندازه‌گیری می‌شود. هر چه پتانسیل کندکننده کاتد را افزایش دهیم تعداد کمتری الکترون به آن رسیده و شدت جریان I کاهش می‌یابد. وقتی که این پتانسیل منفی به مقدار معین V برسد هیچ الکترونی به کاتد نرسیده و شدت جریان صفر می‌شود.

انرژی جنبشی الکترون‌ها (پتانسیل قطع V) مستقل از شدت نور تابیده شده است، یعنی با وجود اینکه یک نور شدید تعداد بیشتری الکترون آزاد می‌کند، ولی انرژی جنبشی متوسط الکترون‌های صادر شده توسط یک نور شدید، درست برابر انرژی جنبشی متوسط الکترون‌های ایجاد شده توسط نور ضعیفی با همان فرکانس است. همچنین تا آخرین حد دقت اندازه‌گیری زمان، که در حدود 3×10^{-9} ثانیه است، هیچگونه تأخیری بین رسیدن نور به سطح فلز و صدور الکترون از آن وجود ندارد. این مشاهدات به هیچوجه با تئوری الکترومغناطیسی نور موافق نیست. حتی اگر فرض کنیم که در اثر پدیده‌هایی مثل رزونانس، بعضی الکترون‌ها شانس جذب مقدار بیشتر انرژی را داشته باشند، محاسبات نشان می‌دهد که به هیچوجه یک الکترون نمی‌تواند در یک زمان کوتاه انرژی کافی را کسب نماید.



چیزی که بیش از همه از نظر تئوری الکترومغناطیسی عجیب است، بستگی بین انرژی جنبشی الکترون‌ها با فرکانس نور تابیده شده است. در مورد هر فلز، نورهایی که فرکانس آنها از مقدار معینی (فرکانس آستانه) کمتر باشد، قادر به خارج ساختن الکترون از سطح فلز مزبور

نیستند. از نورهایی که فرکانس آنها از فرکانس آستانه بیشتر است، تعدادی الکترون با انرژی بین صفر و یک مقدار ماکزیمم صادر می‌گردند. این مقدار انرژی ماکزیمم به طور خطی با افزایش فرکانس نور تابش، زیاد می‌شود. پس هر چه فرکانس نور تابش بیشتر باشد انرژی ماکزیمم فتوالکترون‌ها بیشتر است. بنابراین الکترون‌های تولید شده در اثر تابش یک نور آبی رنگ ضعیف به مراتب از الکترون‌های تولید شده توسط یک نور قرمز رنگ شدید، پراثری‌تر هستند.

۳-۱ تئوری کوانتوم نور

پلانک انرژی را به صورت بسته‌های کوچکی در نظر گرفت که آنها را **کوانتا** نامید و فرض کرد که تشعشع حاصله از التهاب یک فلز، ناپیوسته است. طرز ایجاد این امواج بدین صورت است که بسته‌های کوچک انرژی در جسم ترکیده و محتویات آن به صورت امواج الکترومغناطیس منتشر می‌گردد. اگر فرکانس این امواج n باشد، انرژی موجود در کوانتای مولد این امواج E خواهد بود:

$$E = nh = \text{انرژی یک کوانتا}$$

پلانک امواج الکترومغناطیسی تشعشع یافته از جسم ملتهب را ناپیوسته و به صورت یک رشته انرژی‌های آزاد شده از کوانتاها در نظر گرفت و به هیچوجه شکی راجع به الکترومغناطیسی و موجی بودن این تشعشعات در فضا نداشت. ولی پنج سال بعد انشتین فرض کرد که نه تنها انرژی صادره از فلز ملتهب در لحظه اول به صورت کوانتا است بلکه این انرژی در فضا نیز به صورت یک ذره مجزا و به صورت کوانتا حرکت می‌کند و هر ذره معادل nh انرژی دارد. با این فرض اثر فتوالکتریک به سادگی قابل تفسیر است.

برای خارج کردن یک الکترون از سطح فلز همیشه مقداری انرژی لازم است، چون در غیر این صورت الکترون‌ها بدون تابش نور از فلز خارج می‌شدند

بعدها با مطالعه پدیده صدور الکترون از فلزات در اثر حرارت (**اثر ترمیونیکی**)، صحت این تعبیر از اثر فتوالکتریک تأیید شد. خیلی پیش از این ملاحظه شده بود که اجسام فوق العاده گرم هوای اطراف خود را هادی ترمی‌کنند و بعدها در قرن نوزدهم ثابت شد که این افزایش هدایت الکتریکی، به علت خروج الکترون از فلز گداخته است. براساس این مطلب امروزه لامپهای الکترونی را ساخته‌اند که در آنها یک فیلامان یا یک کاتد که در اثر عبور جریان الکتریکی گرم می‌شود، الکترون لازم برای کار لامپ را تهیه می‌کند. انرژی الکترون‌های صادره از کاتد توسط انرژی ارتعاشی ذرات

و اتمهای فلز کاتد تأمین نمی‌شود و برای اینکه یک الکترون بتواند از سطح فلز به خارج فرار کند باید حد نصابی از انرژی را دارا باشد.

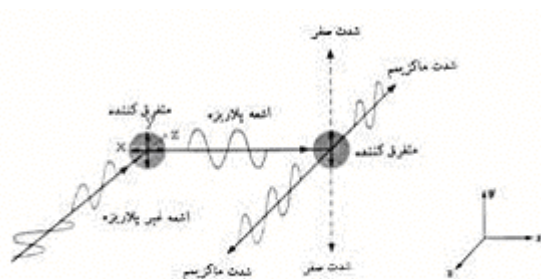
۴-۱ اشعه X

پدیده فتوالکتریک نشان داد که فوتون‌های نور حامل انرژی هستند و می‌توانند این انرژی را به یک الکترون منتقل کنند. حال ببینیم که آیا عمل عکس نیز امکان دارد؟ یعنی آیا ممکن است انرژی جنبشی یک الکترون تبدیل به یک فوتون بشود؟ این تبدیل معکوس چندین سال قبل از کشف پلانک و انشتین به وقوع پیوست.

در سال ۱۸۹۵ **ویلهلم رونتگن** مشاهده کرد که در اثر برخورد الکترون‌های سریع با یک جسم، تشعشعات مجهولی ایجاد می‌شود که قابلیت نفوذ فوق العاده‌ای دارند. به زودی اشعه مجهول شناخته شد. اشعه‌ای که در میدان الکتریکی و مغناطیسی منحرف نمی‌شود، از اجسام گذر عبور می‌کند، باعث نورانی شدن مواد فسفرسانس می‌شود و صفحات عکاسی را سیاه می‌کند. هر چه سرعت الکترون‌ها بیشتر باشد قابلیت نفوذ اشعه حاصله بیشتر و هر چه تعداد الکترون‌ها بیشتر باشد شدت اشعه بیشتر می‌شود. طبیعت موج بودن اشعه X اولین بار توسط بارکلا با آزمایش پلاریزاسیون کشف شد. طرح آزمایشی بارکلا در شکل زیر رسم شده است.

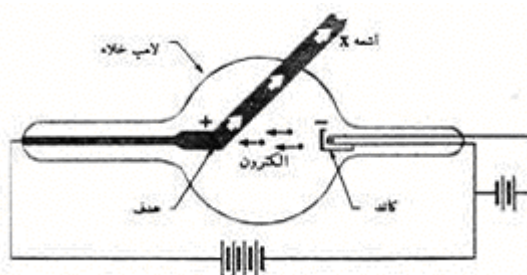
طول موج اشعه X بین $10^{-11} \times 1/3$ و $10^{-11} \times 4/8$ متر یعنی ۰/۱۳ و ۰/۴۸ آنگسترم تعیین شده که ۱۰ مرتبه کوچکتر از طول موج نور مرئی است.

از نظر طبقه‌بندی، کلیه تشعشعات الکترومغناطیسی که طول موج آنها بین 10^{-8} تا 10^{-11} متر (۰/۱ تا ۱۰۰ آنگسترم) باشد را اشعه X می‌نامیم.



شکل ۲-۱. آزمایش بارکلا

شکل ۱-۳ طرح شماتیک یک لامپ اشعه X را نشان می‌دهد. کاتد به وسیله یک فیلامان که از آن جریان الکتریسیته عبور می‌کند گرم می‌شود و در اثر پدیده ترمیونیک از خود الکترون صادر می‌کند. ولتاژ بسیار زیاد V بین کاتد و آند اعمال شده است که باعث شتاب الکترون‌ها می‌شود. سطوح جلویی آند با زاویه‌ای مناسب بریده شده است. الکترون‌ها با سرعت زیاد به آند برخورد می‌کنند و اشعه X حاصل مانند هر می که ابعاد قاعده آن متناسب با فاصله افزایش می‌یابد از لامپ خارج می‌شود. چون هوا مانع حرکت الکترون‌هاست داخل لامپ کاملاً تخلیه شده است. همان طوری که قبلاً گفتیم از تئوری الکترومغناطیسی می‌توان نتیجه گرفت هرگاه الکترونی شتاب داشته باشد، از خود موج الکترومغناطیسی تشعشع می‌کند. چون الکترون‌های سریع پس از برخورد به آند متوقف می‌شوند پس شتاب منفی بسیار زیادی داشته و اشعه X تولید می‌کنند. ولی آزمایش‌های انجام شده به نحورضایت بخشی با این تئوری موافقت ندارند. اشکال ۴-۱ و ۵-۱ طیف اشعه X برای آند ساخته شده از تنگستن و مولیبدنیم، در ولتاژهای مختلف را نشان می‌دهند.



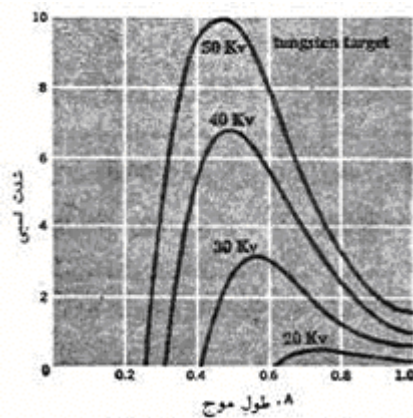
شکل ۱-۳. لامپ اشعه X

در این منحنی‌ها دو نکته متمایز وجود دارد که با تئوری الکترومغناطیسی قابل تفسیر نیستند:

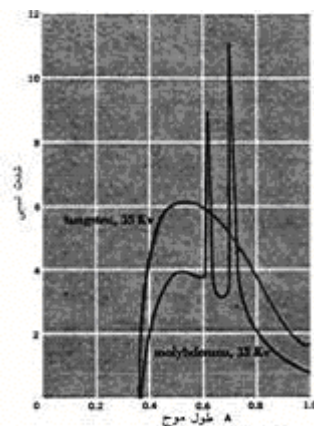
- ۱- اگر از مولیبدنیم به عنوان فلز آند استفاده کنیم در طیف اشعه X حاصله به ازاء دو طول موج معین شدت اشعه فوق العاده زیاد می‌شود. به ازاء هر فلزی که به عنوان آند به کار رود، یک چنین ماکزیمم‌های تیزی در طول موج‌های خاص خواهیم داشت که بستگی به ساختمان الکترونی اتم‌های فلز آند دارد. این پدیده یعنی وجود نقاط ماکزیمم در طول موج‌های معین به وسیله تئوری کلاسیک قابل تفسیر نیست.

- ۲- این اشعه ایکس که به وسیله اختلاف پتانسیل V تولید شده است، دارای طول موج‌های مختلفی است. ولی طول موج این اشعه از یک مقدار حداقلی به نام 1 min کوتاه‌تر نمی‌شود. هر قدر پتانسیل V افزایش پیدا کند، 1 min کوتاه‌تر می‌شود و به ازاء پتانسیل معین V برای تنگستن و مولیبدنیم مقدار ثابتی است.

با در نظر گرفتن تئوری کوانتومی نور، قسمت دوم به سادگی قابل درک است. بسیاری از الکترون‌هایی که به فلز هدف برخورد می‌کنند، پس از چندین برخورد با اتم‌های آند انرژی خود را به اتم‌ها داده و انرژی به صورت انرژی حرارتی درمی‌آید (به همین علت آند فوق العاده گرم می‌شود و باید آن را خنک کرد). ولی تعداد کمی از الکترون‌ها کلیه انرژی خود را در یک برخورد از دست می‌دهند. این الکترون‌ها از خود، اشعه X صادر می‌کنند. بنابراین اشعه X پدیده‌ای عکس پدیده فتوالکتریک است. به جای اینکه انرژی فوتون تبدیل به انرژی جنبشی الکترون گردد، انرژی جنبشی الکترون تبدیل به فوتون اشعه X می‌شود که هر قدر V بزرگتر باشد فرکانس اشعه ایکس تولید شده نیز بیشتر است.



شکل ۴-۱. طیف اشعه ایکس تنگستن



شکل ۵-۱. طیف اشعه ایکس تنگستن و مولبدینیم

۵-۱ کاربردهای اشعه ایکس

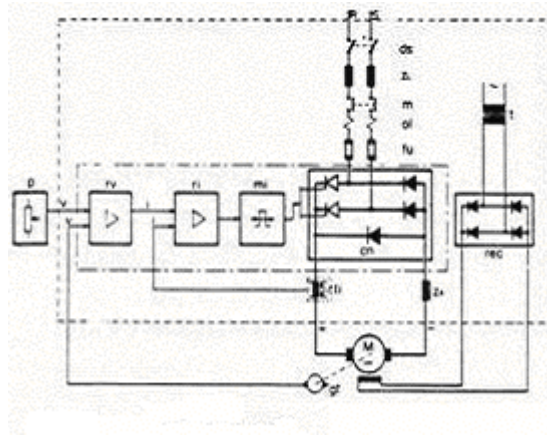
امواج الکترومغناطیس با طول موج حدود ۱۰۰ آنگسترم اشعه ایکس محسوب می‌شوند و اصطلاحاً به این نوع اشعه ایکس اشعه بسیار نرم می‌گویند. حدود ۱ آنگسترم در کاربردهای صنعتی **شناسایی کریستال**، از حدود ۰/۶ تا ۰/۲ آنگسترم در کاربردهای **رادیوگرافی پزشکی**، از ۰/۲ تا حدود ۰/۰۴ آنگسترم در کاربردهای **رادیوگرافی صنعتی**، از ۰/۰۴ تا حدود ۰/۰۰۵ آنگسترم در کاربردهای **تراپی** و کوچکتر از ۰/۰۰۵A در سیستم‌های **شتاب‌دهنده خطی** مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۱-۶ ملزومات تولید اشعه ایکس

اگر بتوانیم در محفظه‌ای الکترون تولید نماییم (فیلامان گرم) و این الکترون‌ها را توسط میدان الکتریکی بسیار قوی (اختلاف پتانسیل V) شتاب دهیم، الکترون‌ها انرژی جنبشی زیادی پیدا می‌کنند و در صورت برخورد با یک جسم سخت، بخش بزرگی از انرژی اکتسابی به حرارت و بخش بسیار کوچکی (کمتر از یک درصد) تبدیل به فوتون‌های اشعه ایکس می‌گردند. واضح است که روند تولید اشعه ایکس در حقیقت تبدیل نوعی از انرژی (انرژی جنبشی الکترون‌ها)، به نوعی دیگر است (اشعه ایکس + حرارت ایجاد شده در محل برخورد). بنابراین نقطه شروع برای تولید اشعه X در اختیار داشتن منبع انرژی مناسب است. این انرژی از نوع الکتریکی می‌باشد. یکی از خصوصیات بارز انرژی الکتریکی به عنوان منبع، سهولت تولید و انتقال آن به نقاط دور و نزدیک توسط نیروگاه‌های تولید و انتقال برق، ذخیره‌سازی نسبتاً ساده این نوع انرژی در باتری‌ها، و یا تولید آن توسط ژنراتورهای کوچک برای مصارف محدود می‌باشد. انرژی الکتریکی به هر سه شکل فوق، می‌تواند در دستگاه‌های مولد اشعه ایکس مورد استفاده قرار گیرند و متداول‌ترین آنها برق شهر است.

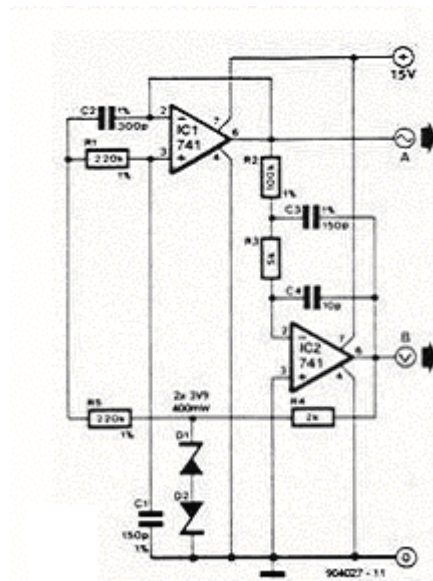
انواع مختلف مبدل‌های جریان الکتریکی

۱- **مبدل جریان متناوب به مستقیم (یکسو کننده)** : در اینجا منبع انرژی یک مولد ولتاژ متناوب یک فازه یا چند فازه می‌باشد. کار مبدل آن است که جریان بار مصرف را به حالت یکسو شده یا یک طرفه درآورد. از یکسوکننده در دستگاه‌های مولد اشعه ایکس استفاده می‌شود.



شکل ۶-۱. مبدل جریان متناوب به مستقیم

۲- مبدل جریان مستقیم به متناوب: هدف از به کارگیری این دستگاه، دستیابی به یک منبع ولتاژ یا جریان متناوب با فرکانسی ثابت و یا متغیر از یک منبع جریان DC است که آن را نوسان ساز قدرت یا اندولر یا اینورتر می نامند.

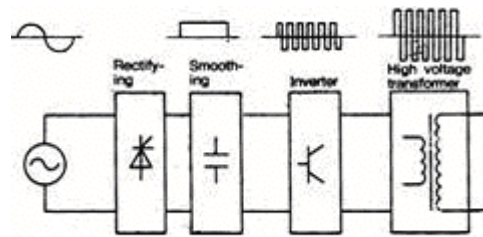


شکل ۷-۱. مبدل جریان مستقیم به متناوب

این مبدل می تواند به دو گونه زیر باشد:

- الف. اینورتر وابسته یا غیرمستقل: که تمام خصوصیات خروجی آن تابع مشخصات منبع جریان متناوبی است که آن را تغذیه می نماید.
- ب. اینورتر غیروابسته یا مستقل: که خصوصیات خروجی آن مستقل از مشخصات منبع تغذیه کننده آن است. این مبدل در $U.P.S$ کاربرد دارد. در سیستم های حساس به قطع برق

مانند کامپیوترهای بزرگ و کوچک، دستگاههای سونوگرافی، سی تی اسکن و *MRI* به کار گرفته می شوند.



شکل ۸-۱. اینورتر مستقل یا وابسته

رابطه توان، ولتاژ و جریان در یک مصرف کننده:

مصرف کننده ها از چند میلی وات تا صداهامگاوات تنوع دارند. روابط بین ولتاژ و جریان و توان برای یک مصرف کننده مقاومتی را به صورت زیر می تواند خلاصه نمود.

$$W = V \times I = R \times I^2$$

در عمل مصرف کننده ها عموماً مقاومتی نبوده و روابط فوق با یک ضریب تصحیح در مورد آنها صادق هستند. برای این گونه مصرف کننده ها از واحد *KVA* برای بیان میزان مصرف استفاده می شود. از این نقطه نظر ژنراتورهای اشعه ایکس نیز یک مصرف کننده *سلفی* محسوب می گردند. میلی آمپر و کیلوولت اعمال شده به سیستم، فاکتورهای اساسی تعیین بار الکتریکی به حساب می آیند. باید توجه داشت که در ژنراتورهای اشعه ایکس، کیلوولت ماکزیمم *KVP* فاکتور حائز اهمیت است. حال آنکه برای محاسبه مقدار *KVA* مصرف شده می بایست مقدار مؤثر ولتاژ را منظور نمود. این مقدار مؤثر بستگی به روشهای تولید کیلوولت دارد و در سیستم های مختلف متفاوت است.

میزان مصرف انرژی الکتریکی برای سیستم های مولد اشعه ایکس، بستگی به شرایط اکسپوز دارد و مقدار شدت جریان به تناسب شرایط رادیوگرافی تغییر می کند. دستگاهی که در شرایط خاصی *4 KVA* توان مصرف می کند، اگر با برق تک فاز (۲۲۰ ولت) تغذیه گردد جریانی حدود ۱۸ آمپر و اگر با برق سه فاز تغذیه گردد جریانی حدود ۱۰/۵ آمپر از منبع تغذیه خواهد گرفت.

به طور خلاصه می توان گفت که مقدار شدت جریان الکتریکی در مسیر کابل تغذیه یک دستگاه رادیوگرافی به سه عامل زیر بستگی دارد:

۱- ولتاژ خط (۲۲۰ یا ۳۸۰ ولت)

۲- شرایط رادیوگرافی (بار الکتریکی)

۳- تکنیک تولید KV در ژنراتور اشعه ایکس

نوسانات ولتاژ خط

وقتی یک مصرف کننده (دستگاه اشعه ایکس) مورد استفاده قرار می گیرد، لزوماً شدت جریانی را از مسیر کابل های تغذیه اصلی دریافت می کند. کابل های ارتباطی دارای مقداری مقاومت الکتریکی هستند که به جنس و سطح مقطع آنها بستگی دارد. می دانیم که هرگاه از یک مقاومت الکتریکی R شدت جریانی برابر I آمپر عبور نماید افت ولتاژ برابر است با $V = IR$ در مثال قبل، دستگاه مولد اشعه ایکس را با شرایط 50 mA و 80 kVp در نظر می گیریم. دیدیم که اگر این سیستم تک فاز باشد، شدت جریان عبوری از کابل ها حدود ۱۸ آمپر می گردد. اگر کابل ارتباطی برای هر ۱۰۰ متر ۰/۴ اهم مقاومت داشته باشد و مسیر تغذیه (رفت و برگشت) حدود ۱۵۰ متر باشد، کل مقاومت کابل برابر با ۰/۶ اهم خواهد شد. بنابراین تأثیر چندانی بر کیفیت کار دستگاه ندارد. حال اگر سیستم مولد اشعه بخواند با شرایط ۲۰ کیلو وات (200 mA , 100 kVp) اکسپوز نماید، افت ولتاژ چهار برابر یعنی حدود ۴۵ ولت خواهد بود. این افت ولتاژ بسیار زیاد است و بر میزان KV اعمال شده به تیوب و حرارت فیلامان تأثیر گذارده و کیفیت رادیوگرافی حاصل بسیار نازل و یا حتی غیر قابل استفاده خواهد شد. این نوع افت ولتاژ را **افت زیر بار** می نامیم که همزمان با اکسپوز اتفاق می افتد. علاوه بر این نوسانات که در زمان های کوتاه (زمان اکسپوز) مشاهده می گردد، ولتاژ برق شهر به علت تغییر بار مصرف (در فصل های مختلف و در ساعات شبانه روز) نیز می تواند دچار نوسان گردد. این نوسانات ولتاژ در مورد مصرف کننده های تک فاز در بسیاری از مناطق ایران قابل مشاهده است. به علت از بالانس شدن بارها در سیستم توزیع، گاه پتانسیل سیم نول تا دهها ولت افزایش می یابد. این نوع نوسانات در فواصل زمانی طولانی رخ می دهند و گاه تا چندین ساعت ادامه دارند. یکی دیگر از علل بروز نوسانات، در مدار آمدن و یا خارج شدن مصرف کننده دیگری است که همزمان، از کابل ارتباطی مصرف کننده مورد نظر تغذیه می شود. در یک مرکز درمانی این مصرف کننده می تواند یک دستگاه رادیولوژی دیگر، سیستم روشنایی و یا تأسیسات بیمارستان باشد. مثال بارز این گونه نوسانات که مزاحمت های فراوانی را ایجاد می نماید مشترک بودن کابل تغذیه دستگاه سی تی اسکن با سیستم روشنایی و یا یک دستگاه رادیوگرافی در یک مرکز درمانی است.

انواع نوسانات در ولتاژ را به شرح زیر می توان خلاصه نمود:

۱- نوسانات کند در دوره های نسبتاً طولانی، به علت تغییر بار مصرف.

۲- نوسانات سریع در هنگام اکسپوز.

۳- افت ولتاژ به علت وارد مدار شدن مصرف کننده مشترک.

نوسانات فرکانس

فرکانس برق شهر (۵۰ سیکل) نیز می تواند دچار نوسان گردد. ترانسفورماتورها به این گونه تغییرات حساس هستند و از آنجا که در دستگاههای مولد اشعه ایکس (در مدار KV و گرمایش فیلامان) این وسیله لزوماً به کارگرفته می شود، نوسانات فرکانس می تواند اثرات نامطلوبی بر کارکرد آنها داشته باشد. خوشبختانه در سیستم تولید برق ایران این نوسانات قابل کنترل و در محدوده مجاز (۵٪) قرار دارد. ولی همین مقدار نوسان برای ثبات شرایط رادیوگرافی مضر می باشد. در هر حال اغلب دستگاههای رادیولوژی مجهز به مدارات ثابت کننده فرکانس هستند و از این طریق قادر به اعمال شرایط رادیوگرافی با ثبات تری می باشند.

یکبار دیگر ملزومات تولید اشعه ایکس را مرور می کنیم:

۱- منبع انرژی مناسب (با ثبات کافی).

۲- منبع تولید الکترون (فیلامان گرم).

۳- اختلاف سطح الکتریکی (اختلاف پتانسیل زیاد) جهت شتاب بخشیدن به حرکت الکترون های تولید شده.

۴- فضای مناسب و خالی از مزاحمت (فضای خلاء) جهت تسهیل در حرکت شتاب یابنده الکترون ها.

۵- هدف یا تارگت که آماج بمباران الکترون ها قرار گرفته و انرژی جنبشی الکترون ها را به انرژی حرارتی (بیش از ۹۹٪) و اشعه ایکس (کمتر از ۱٪) تبدیل می کند.

بخش ۲

ژنراتورهای اشعه ایکس

۲-۱- ابزار کنترل در ژنراتورهای اشعه ایکس (آنالوگ)

در این قسمت برخی ابزار و وسایل اصلی در ارتباط با کاربرد کنترل شده دستگاههای مولد اشعه ایکس رامورد بررسی قرار می‌دهیم. می‌دانیم برای اینکه تیوب مولد اشعه بتواند اشعه ایکس تولید نماید، باید دو شرط اساسی برقرار گردد:

۱- اختلاف پتانسیل بسیار بالا به دو سر تیوب (آند و کاتد) طوری اعمال گردد که الکترون‌های تولیدشده توسط فیلامان (کاتد)، بتوانند تحت تأثیر این میدان شتاب‌دهنده، انرژی جنبشی کافی (شتاب کافی) کسب نموده و با برخورد با جسم سخت (Target)، بخشی از انرژی آنها به اشعه ایکس تبدیل گردد.

۲- فیلامان با گرمایشی کنترل شده گرم شود و الکترون تولید نماید.

بنابراین مهم‌ترین بخش‌ها در یک مولد اشعه ایکس عبارتند از:

۱- منبع ایجاد اختلاف پتانسیل که توسط آن الکترون‌های تولید شده با انرژی کنترل شده در برخورد باتارگت سبب تابش اشعه ایکس با مشخصات دلخواه می‌شوند.

۲- مدارات فیلامان که از طریق آن گرمایش انتخاب شده با ثبات کافی به فیلامان اعمال، و از این طریق تعداد الکترون‌های پرتاب شده کنترل می‌شود.

رادیوگرافیهایی که از اشعه ایکس استفاده می‌نمایند، قسمت‌های مختلفی از بدن بیماران را مورد معاینه قرار می‌دهند که از لحاظ ضخامت، سختی و میزان جذب اشعه ایکس بسیار متنوع هستند. گاهی اشعه با قدرت نفوذ بالا (برای منطقه استخوانی لگن و ستون فقرات) و گاه اشعه‌ای با قدرت نفوذ بسیار کمتر برای نواحی دارای نسج نرم (دست یک نوزاد)، مورد نیاز است. و بالاخره برای رادیوگرافی از اعضای متحرک مانند قلب و عروق قلبی بایستی بتوان اشعه را بسیار سریع -

پس از ایجاد - متوقف نمود، در حالی که برای مواردی مانند مجموعه وصل و قطع سریع اشعه لازم نیست.

این سه فاکتور عمده یعنی قدرت نفوذ اشعه (اختلاف پتانسیل)، تراکم و یا شدت اشعه (میزان فوتون‌های ایجادشده در واحد زمان) و زمان، عوامل تعیین‌کننده در دستیابی به تصویری گویا و مطلوب هستند. رادیوگرافرها به دلیل رویارویی با تنوع **موارد** می‌بایست قادر به انتخاب مقادیر مختلفی از این سه فاکتور باشند. به ترکیب مناسب آنها برای به دست آوردن اشعه‌ای که خصوصیات مناسب را دارا باشد و نیز **استقرار صحیح بیمار** به نحوی که بیشترین جزئیات را در معرض تابش اشعه قرار دهد، اصطلاحاً تکنیک‌های رادیوگرافی می‌گویند.

بنابراین یک سیستم مولد اشعه ایکس می‌بایست قادر به ارائه فاکتورهای مطلوب برای هر مورد باشد تا رادیوگرافر بتواند با انتخاب مناسب آنها و نیز با استقرار صحیح بیمار، تصویر مطلوب را به دست آورد.

مولدهای اشعه ایکس چگونه سه فاکتور اصلی رادیوگرافی را کنترل می‌نمایند؟ قدرت نفوذ اشعه (فرکانس) مستقیماً به انرژی الکترون‌هایی بستگی دارد که در برخورد با تارگت، اشعه را می‌سازند. بنابراین هر چه اختلاف پتانسیل شتاب‌دهنده افزایش یابد، فرکانس و یا قدرت نفوذ افزایش خواهد یافت.

البته بسیار واضح است که افزایش سرعت الکترون‌ها بر میزان شدت اشعه مستقیماً تاثیر می‌گذارد و به همین دلیل طراحان مولدهای اشعه ایکس ترفندهایی را به کار می‌برند تا این تاثیر ناخواسته را به حداقل برسانند و ثبات شدت اشعه را در قبال تغییر در اختلاف پتانسیل، تأمین نمایند. در هر حال عامل اصلی در تعیین کنتراست مطلوب بر روی فیلم، همین اختلاف پتانسیل است که از این پس با واحد کیلو ولت (KV) از آن نام خواهیم برد.

تغییر در میزان گرمایش فیلامان به معنی تغییر در تعداد الکترون‌های آزاد شده و در نتیجه تغییر در میزان شدت اشعه خواهد بود. به کلام ساده می‌توان گفت: **فیلامان گرم‌تر = الکترون بیشتر = حجم بیشتر اشعه**. میزان الکترون‌های در حال حرکت از فیلامان به سمت آند (تارگت) در یک روند تولید اشعه ایکس با واحد میلی آمپر (mA) اندازه‌گیری می‌شود و دستگاههای مولد اشعه ایکس در کاربردهای پزشکی می‌توانند شدت‌هایی از چند میلی آمپر تا چند صد میلی آمپر را تولید نمایند. بنابراین تغییر در میلی آمپر عبوری از تیوب مولد اشعه ایکس به معنی تغییر در حجم اشعه خواهد بود.

عامل سوم یعنی زمان، و منظور از آن طول زمانی است که تیوب مولد اشعه تحریک گردیده و اشعه کنترل‌شده را به جسم می‌تاباند. طول زمانی تابش اشعه از چند هزارم ثانیه تا چند

ثانیه می تواند متغیر باشد و سیستمی که توانایی تنظیم طول زمان تابش اشعه ایکس را داراست **تایمر** نامیده می شود. این تایمر مستقیماً در ارتباط با کلیدی است که با بسته شدن آن تابش اشعه ایکس آغاز، و با باز شدن آن، تابش متوقف می گردد.

قسمتهای اصلی یک مولد اشعه ایکس را می توان به صورت زیر خلاصه نمود:

۱- منبع تغذیه اصلی (Main Supply Voltage)

۲- تیوب مولد اشعه ایکس (X-Ray Tube)

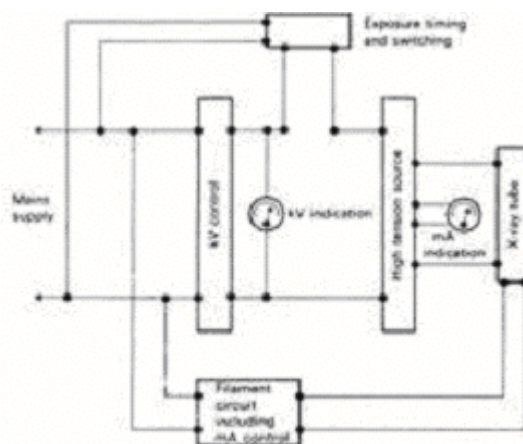
۳- منبع تولید اختلاف پتانسیل (High Tension Source)

۴- مدارات کنترل KV (KV Control)

۵- مدارات فیلامان و کنترل میلی آمپر (mA Control)

۶- تایمر (Timer)

منبع تغذیه اصلی مورد مطالعه و بررسی قرار گرفت. تیوب مولد اشعه و تایمرها نیز در قسمت های جداگانه (هر کدام به تفکیک) مورد مطالعه قرار خواهد گرفت. در این بخش سیستم های تولید و کنترل کیلوولت و مدارات فیلامان مورد بحث قرار می گیرند. هر دستگاه مولد اشعه ایکس می بایست مقادیر میلی آمپر و کیلوولت را به رادیوگرافر نشان دهند. این نشان دهنده ها در بلوک های جداگانه مشخص گردیده اند.



شکل ۱-۲. بلوک دیاگرام یک مولد اشعه ایکس

۱-۱-۲ ترانسفورماتور فشار قوی

منبع تولید کیلوولت یک ترانسفورماتور است که همیشه به عنوان ژنراتور فشار قوی از آن نام برده می‌شود و وظیفه آن تبدیل ولتاژ تغذیه اصلی (برق شهر) که چند صد ولت می‌باشد، به چندین هزار ولت و اعمال آن به آند و کاتد تیوب مولد اشعه ایکس جهت شتاب بخشیدن به الکترون‌ها می‌باشد. طبیعتاً این ترانسفورماتورها از نوع افزاینده با دو سیم‌پیچ، یکی در اولیه (ورودی) با سیم ضخیم و دور کم (جهت عبور جریان زیاد)، و دیگری در ثانویه (خروجی) با سیم نازک و دور بسیار زیاد می‌باشد. نسبت دور سیم‌پیچ‌ها به راحتی قابل محاسبه است. اگر یک ترانسفورماتور به عنوان مثال ۲۲۰ ولت را به ۸۸ کیلو ولت تبدیل نماید، نسبت دور سیم‌پیچ‌ها را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد:

$$V_2 / V_1 = n_2 / n_1$$

$$n_2 = 400 \times n_1$$

به عبارت دیگر تعداد دور ثانویه ۴۰۰ برابر دور اولیه خواهد بود.

به طور کلی می‌توان گفت که ولتاژ ورودی این ترانسفورماتور هر چه که باشد با ضریب ۴۰۰ در ثانویه ظاهر خواهد شد، کیلو ولت اعمال شده به تیوب را با اصطلاح ماکزیمم کیلو ولت و یا KVP نشان خواهیم داد. منظور از KVP حداکثر ولتاژی است که در هر سیکل موج ضربانی وجود دارد. KVP به دلایلی چند، فاکتور بسیار با اهمیتی تلقی می‌گردد. از جمله:

۱- حداکثر ولتاژ اعمال شده برای سازندگان تیوب تعیین‌کننده مقاومت عایقی اینسرت می‌باشد.

۲- درجه ایمنی تیوبها چه از نظر نشت اشعه ایکس و چه از نظر الکتریکی به میزان حداکثر KV بستگی مستقیم دارد.

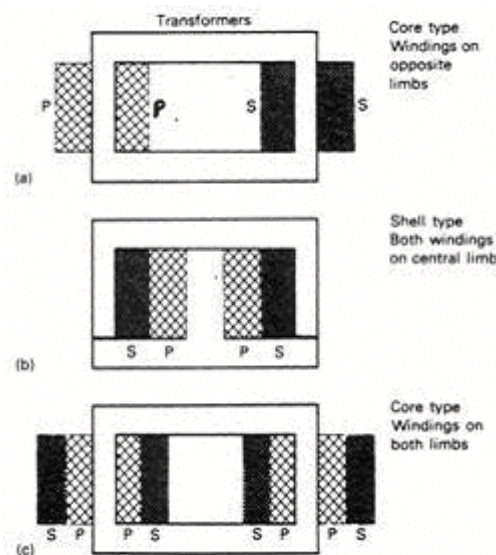
۳- رابطه یک به یکی بین مقدار ماکزیمم کیلو ولت اعمال شده به تیوب و حداکثر انرژی فوتون‌های اشعه ایکس تولید شده برقرار است و به همین دلایل از این پس هر کجا که از KV اعمال شده به تیوب مولد اشعه صحبت به میان می‌آید، منظور حداکثر KV در یک سیکل و یا KVP می‌باشد. میزان مؤثر KV و یا KV_{rms} برای یک ژنراتور تک فاز از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$V_{rms} = V_{Peak} / \sqrt{2}$$

رابطه بین مقدار حداکثر کیلو ولت و میزان مؤثر آن در ژنراتورهای مختلف یکسان نیست. شکل ۲-۲ سه نوع ترانسفورماتور فشار قوی با آرایش‌های متفاوت را نشان می‌دهد. مقطع هسته (Core) این ترانسفورماتورها به شکل مستطیل و سیم‌پیچ‌ها با آرایش‌های مختلف بر روی هسته

پیچیده شده‌اند. سیم‌پیچ اولیه از سیم لاکی ضخیم با دور کم، و سیم‌پیچ ثانویه از سیم لاکی بسیار نازک با دور بسیار زیاد تشکیل شده‌اند.

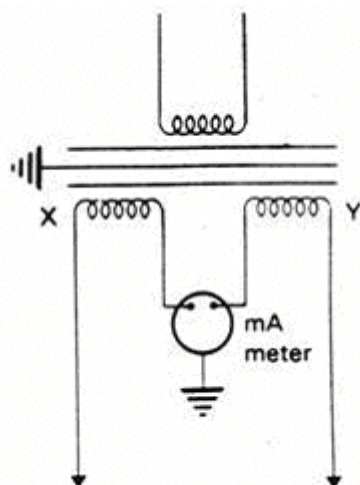
علت این اختلاف در ضخامت سیم‌پیچ‌ها بسیار واضح است. نوع ثانویه انرژی مورد نیاز تیوب را به شکل جریان کم (میلی آمپر) و ولتاژ بسیار زیاد تأمین می‌نماید. در حالی که نوع اولیه ترانس دارای ولتاژ کم (ولتاژ خط برق شهر) و جریان بسیار زیاد است (۲۰۰ آمپر و بیشتر).



شکل ۲-۲. ترانسفورماتور فشار قوی

به دلیل عبور جریان بسیار زیاد از سیم‌پیچ اولیه، می‌بایست سیم را طوری انتخاب نماییم که مقاومت اهمی بسیار کمی داشته باشد. می‌دانیم که مقاومت اهمی سیم‌ها متناسب با عکس سطح مقطع آنهاست. بنابراین سیم‌های ضخیم مقاومت کمتری نسبت به سیم‌های نازک (از همان جنس) دارند. به این ترتیب با انتخاب سیم ضخیم افت ولتاژ درون سیم‌پیچ اولیه به حداقل تقلیل می‌یابد. از آنجا که سیم‌پیچ ثانویه دارای تعداد دور بسیار زیادی است (حدود یکصد هزار دور و بیشتر)، انتخاب سیم ضخیم برای آن، ترانس فشار قوی را بسیار حجیم، سنگین، و گران‌قیمت خواهد نمود. خوشبختانه به علت عبور جریان بسیار کم از درون این سیم‌پیچ، انتخاب سیم نازک برای ثانویه، افت قابل قبولی را ایجاد می‌کند. در شکل ۲-۲ سیم‌پیچ اولیه با شبکه درشت‌تر (دور کمتر)، و سیم‌پیچ ثانویه با شبکه ریزتر (دور بیشتر) نشان داده شده است. به این ترتیب با یک نگاه می‌توان دریافت که ترانسفورماتور از نوع افزایشی است.

نکته بسیار با اهمیت دیگر در ترانسفورماتورهای فشار قوی دو تکه بودن سیم پیچ ثانویه می باشد که در کلیه دستگاهها بدون توجه به تکنیک ساخت و ظرفیت دستگاه، رعایت می گردد. سیم پیچ ثانویه به دو قسمت تقسیم و **سر وسط** از نظر الکتریکی به زمین وصل شده است. سیم پیچ دو قسمتی که سر وسط آن زمین شده، به دو منظور مورد قبول کلیه سازندگان قرار گرفته است. اول اینکه مقدار مقاومت عایقی مورد نیاز در مجموع به نصف تقلیل می یابد. توضیح اینکه اگر اختلاف پتانسیل موجود بین نقاط X و Y در شکل ۲-۳، ۱۰۰ کیلو ولت باشد، اختلاف پتانسیل هر کدام از این نقاط نسبت به سر وسط (زمین الکتریکی) ۵۰ کیلو ولت خواهد بود. به دلیل نیاز به عایق بندی کمتر، حجم، وزن و هزینه های ساخت کاهش خواهد یافت. دوم اینکه سر وسط (اتصال دو تکه سیم پیچ ثانویه) به عنوان یک نقطه فشار ضعیف در یک مدار فشار قوی (ترانس فشار قوی) عمل خواهد کرد که می توان آن را به عنوان مثال به یک آمپر متر معمولی بر روی پانل کنترل متصل نمود و جریان عبوری از ترانس (یا تیوب) را در حین اکسپوز اندازه گیری نمود.



شکل ۲-۳. آرایش دو قسمتی سیم پیچ ثانویه

برای اعمال درجه عایقی قابل اطمینان و نیز خنک کردن هسته ترانس (ترانس در اثر عبور جریان گرم می شود) آن را درون تانک مملو از روغن با درجه حرارت مناسب غوطه ور نموده و هسته ترانس را از نظر الکتریکی به زمین وصل می کنند. به این ترتیب سیستم فشار قوی در یک محفظه روغن در بسته قرار می گیرد و از طریق کابل های فشار قوی به تیوب مولد اشعه متصل می گردد. کابل ها نیز دارای **روکشی** هستند که از نظر الکتریکی به زمین وصل شده اند. **بدنه تیوب** نیز از نظر الکتریکی زمین است.

رابطه $V_{rms} = V_{Peak}/\sqrt{2}$ تنها برای یک ترانسفورماتور ایده‌آل صحت دارد چرا که اثرات عبور جریان و افت ولتاژ ناشی از آن در این رابطه در نظر گرفته نشده است. ولتاژ ثانویه (ولتاژ خروجی) برابر است با حاصلضرب نسبت دورسیم‌پیچ‌ها و ولتاژ اولیه (ورودی). ولی در عمل میزان ولتاژ خروجی با افزایش جریان، کاهش می‌یابد.

در مولدهای اشعه ایکس، از آنجا که رادیوگرافی با میلی آمپر بالا ممکن است انجام گیرد (*Full Load*)، طبیعتاً افت ولتاژ قابل توجهی در خروجی ترانس فشار قوی ایجاد خواهد شد. فرض کنیم با ژنراتور مثال قبل (با نسبت دور ۴۰۰) یک بار با میلی آمپر ۱۰۰ و یک بار دیگر با میلی آمپر ۱۰۰۰ اکسپوز انجام شود، و کیلو ولت انتخابی در هر دو مورد ۸۰ باشد. فرض می‌کنیم که افت ولتاژ اولیه در حالت اول ۵ ولت و در حالت دوم ۳۰ ولت باشد. کیلو ولت تولید شده در هر مورد به صورت زیر محاسبه می‌گردد:

$$\text{ولتاژ اولیه } 200V = 400KV \times 0.5$$

$$\text{ولتاژ ثانویه به ازاء } 100 \text{ میلی آمپر } 78KV = 400 \times (5 - 200)$$

$$\text{ولتاژ ثانویه به ازاء } 1000 \text{ میلی آمپر } 68KV = 400 \times (30 - 200)$$

مشاهده می‌گردد که با افزایش میلی آمپر، KV به شدت کاهش خواهد یافت. می‌دانیم که در رادیوگرافی، میزان بار مصرفی تیوب بسیار بیشتر از حالت فلورسکپی است. سازندگان دستگاههای مولد اشعه ایکس برای جبران این افت ولتاژ در رادیوگرافی از مداراتی به نام **جبران‌کننده کیلو ولت** استفاده می‌کنند تا بتوانند علی‌رغم تغییر در بار مصرف، کیلو ولت را ثابت نگه‌دارند.

۲-۱-۲ حداکثر ظرفیت مجاز ترانسفورماتورهای فشار قوی

حداکثر بار الکتریکی مجاز قابل اعمال به هر دستگاه الکتریکی را **ریتینگ** آن دستگاه می‌نامیم.

ترانسفورماتور فشار قوی در یک سیستم مولد اشعه ایکس با شرایط بسیار متفاوتی جهت کار مواجه است. گاهی (در فلوروسکپی) جریان بسیار کم در طول زمان نسبتاً طولانی (چندین ثانیه) مورد نیاز است، و گاه (در رادیوگرافی) جریان زیاد در طول زمانی کوتاه (کسری از ثانیه) مورد تقاضاست. سازندگان دستگاههای اشعه ایکس عموماً سه فاکتور زیر را به عنوان ریتینگ می‌بایست ذکر نمایند.

۱- حداکثر کیلوولت مجازی که ترانسفورماتور در حالت بی‌باری می‌تواند تولید نماید.
 ۲- حداکثر بار مجازی که ترانسفورماتور برای زمان‌های طولانی (بیشتر از ۱ ثانیه) می‌تواند تحمل نماید.

۳- حداکثر بار مجازی که ترانسفورماتور برای زمان‌های کوتاه‌تر از ۱ ثانیه می‌تواند تحمل نماید.

علاوه بر موارد فوق، اطلاعات دیگری از قبیل تکنیک تولید کیلو ولت، حداکثر بار نامی و غیره در اسناد و بروشور این نوع دستگاهها ذکر می‌گردد. ابتدا حداکثر KW و سپس حداکثر شرایط رادیوگرافی با سه فاکتور KV, mA و زمان (Sec) مشخص می‌شوند. مشخصات اساسی یک ژنراتور نمونه به شرح زیر است:

مشخصات حداکثر: $3\ phase, 75\ kW, 1000\ mA, 150\ KV$

Rating:

Radiography (short time):

Fluoroscopy (continious):

500 mA , 125 KV

4 mA , 150 KV

750 mA , 100 KV

1000 mA , 75 KV

۳-۱-۲ یکسوسازی شدت جریان الکتریکی در خروجی ترانسفورماتورهای فشار

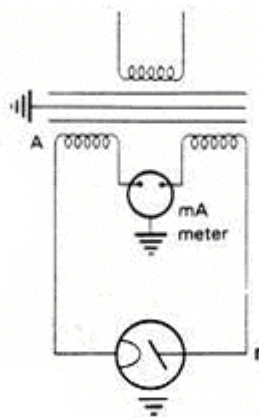
قوی

شکل موج ولتاژ خروجی ترانسفورماتورها مشابه شکل موج ورودی است. از آنجا که سیم‌پیچ اولیه ترانس فشار قوی از طریق برق شهر تغذیه می‌گردد (ولتاژ متناوب)، طبیعتاً در خروجی (سیم‌پیچ ثانویه) نیز ولتاژی خواهیم داشت که متناوباً مثبت و منفی می‌گردد. به عبارت دیگر دو سر سیم‌پیچ ثانویه متناوباً نسبت به یکدیگر مثبت و منفی می‌شوند. ساده‌ترین راه اعمال این ولتاژ به یک تیوب مولد اشعه ایکس، اتصال مستقیم کاتد و آند به مدار خروجی ترانسفورماتور می‌باشد.

با فرض اینکه مدار فیلامان گرمایش مناسب را تأمین نماید، تیوب مولد اشعه ایکس در شکل تنها زمانی می‌تواند اشعه ایکس تولید نماید که آند نسبت به کاتد در پتانسیل مثبت قرار داشته باشد (نیم سیکل مثبت برق شهر). بنابراین تولید اشعه در مدار شکل ۴-۲ متناوباً قطع و وصل می‌گردد. در نیم سیکل منفی (زمان t_2) گرچه فیلامان گرم است ولی پتانسیل آند نسبت به کاتد منفی است و هیچ الکترونی نمی‌تواند حرکتی به سمت آند داشته باشد. شدت جریان الکتریکی در تیوب‌های مولد اشعه یک طرفه بوده و هر زمان که پتانسیل آند نسبت به کاتد منفی شود عبور

جریان قطع می‌گردد. بنابراین تیوب مولد اشعه در مدار فوق به عنوان **یکسوکننده** جریان الکتریکی نیز عمل می‌نماید.

به همین علت مدار شکل ۲-۴ را ساده‌ترین روش تولید اشعه ایکس یعنی **خودیکسوکننده** می‌نامیم. محدودیت‌هایی در کاربرد این گونه ژنراتورها وجود دارد که در قسمت بعدی به آن خواهیم پرداخت و به همین دلیل به جز موارد خاص از این تکنیک استفاده نمی‌شود. برای اینکه یک تیوب مولد اشعه بتواند در تمامی طول یک‌سیکل برق شهر اشعه ایکس تولید نماید، می‌بایست ترتیبی اتخاذ نمود که ولتاژ اعمال شده به آن متناوب نبوده و به صورت یکسوشده درآید. قطعات الکترونیکی که این وظیفه را به عهده دارند یکسوکننده نامیده می‌شوند. یکسوکننده‌ها به دو نوع **لامپی** و **نیمه هادی** تقسیم می‌گردند. محفظه‌ای خالی از هوا با دو الکتروود (آند و کاتد گرم) یکسوکننده یا دیود لامپی است. تیوب مولد اشعه ایکس نیز خود یک دیود است.



شکل ۲-۴. اتصال تیوب مولد اشعه به ترانسفورمر فشار قوی

از دهه ۱۹۷۰، یکسوکننده‌های نیمه هادی در ژنراتورهای اشعه ایکس به کار گرفته شدند و به علت ارجحیتهای بسیاری که نسبت به نوع لامپی دارند، به سرعت مورد استقبال عمومی قرار گرفته و امروزه می‌توان گفت دراکثریت قریب به اتفاق ژنراتورها از این نوع یکسوکننده‌ها استفاده می‌شود. در شکل ۲-۵ شیوه قرار گرفتن یکسوکننده‌ها در مدار ژنراتور فشار قوی نشان داده شده است.

استفاده از یکسوکننده‌ها در مدار شکل ۲-۵ از منفی شدن ولتاژ تیوب علی‌رغم منفی شدن ولتاژ ثانویه ترانس فشار قوی ممانعت به عمل می‌آورد و مانند یک شیر یک طرفه، عبور جریان الکتریکی در مدار فشار قوی را تنها از یک جهت امکان‌پذیر می‌سازد.

برخی ارجحیت‌های دیودهای نیمه هادی نسبت به دیودهای لامپی به شرح زیر است:

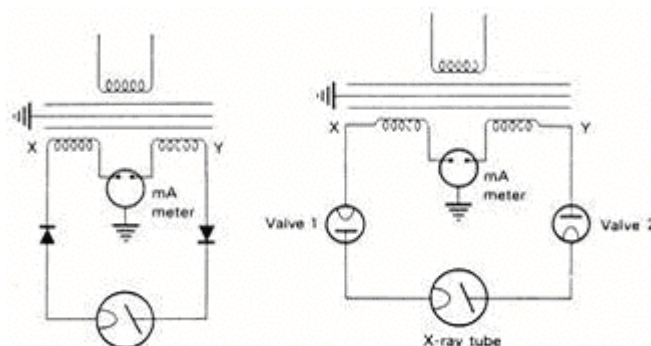
۱- به علت عدم نیاز به فیلامان گرم، دیودهای نیمه هادی عمر طولانی‌تری دارند.
۲- استفاده از ترانس جداگانه جهت گرمایش فیلامان منتفی است و به همین دلیل دیودهای نیمه هادی از لحاظ مصرف انرژی الکتریکی بسیار اقتصادی‌تر از دیودهای لامپی هستند.

۳- دیودهای نیمه هادی بسیار سبک و از لحاظ اندازه بسیار کوچک‌تر از دیودهای لامپی می‌باشند.

۴- در مجموع ژنراتورهایی که از دیودهای نیمه هادی استفاده می‌کنند به علت عدم نیاز به ترانس فیلامان جداگانه برای گرمایش فیلامان دیودها، و نیز به علت استفاده از المانهایی با اندازه و وزن کمتر، بسیار سبک‌تر و کوچک‌تر از انواع لامپی می‌باشند.

یکسوکننده‌های نیمه هادی به دو دسته یکسو کننده سلنیومی و یکسوکننده‌های سیلیکونی تقسیم می‌شوند.

یکسوکننده‌های سیلیکونی از لحاظ وزن و ابعاد بسیار مناسب‌تر از یکسوکننده‌های سلنیومی می‌باشند و امروزه در اکثر ژنراتورهای اشعه ایکس از این نوع یکسوکننده استفاده می‌شود. این نوع یکسوکننده‌ها در هنگام بروز اتصال کوتاه در مدار فشار قوی نمی‌توانند از خود محافظت نمایند و از این لحاظ بسیار آسیب‌پذیر هستند. در مطالب مربوط به ژنراتورها مدارات مربوط به یکسوکننده‌های فشار قوی مورد بحث قرار خواهند گرفت.

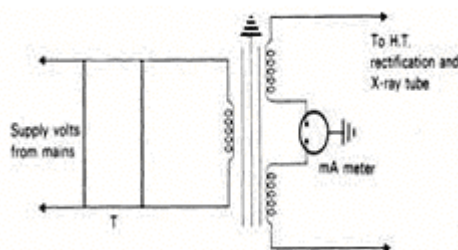


شکل ۵-۲. آرایش یکسو کننده ها در مدار ثانویه ترانسفورماتور فشار قوی

۲-۱-۴ کنترل کیلو ولت

همانطور که قبلاً اشاره شد توانایی انتخاب و کنترل کیلو ولت (قدرت نفوذ اشعه) از ملزومات یک ژنراتور اشعه ایکس است. کیلوولت مورد استفاده رادیوگرافرها از حدود ۲۵ کیلوولت (برای کاربردهای ماموگرافی) تا ۱۲۰ کیلو ولت (برای مواضع چاق و استخوانی) می باشد و می دانیم که گاه حتی ۱ کیلو ولت اختلاف، اثرات قابل توجهی بر روی کیفیت فیلم حاصله دارد. بنابراین می بایست با دقت ۱ کیلو ولت بتوان KV را انتخاب، تنظیم و ثابت نگه داشت.

کیلوولت اعمال شده به تیوب در هنگام اکسپوز، ولتاژ خروجی (ثانویه) ترانسفورماتور فشار قوی است که یا مستقیماً و یا از طریق مدارات یکسوکنده به تیوب متصل می گردد. واضح است که کنترل KV خروجی می تواند از طریق کنترل ولتاژ اولیه ترانسفورماتور صورت می گیرد. از آنجا که نسبت دور سیم پیچ های اولیه و ثانویه در یک ترانسفورماتور فشار قوی ثابت است، تغییر در ولتاژ ورودی به معنی تغییر در ولتاژ خروجی خواهد بود. مدار ورودی یک ژنراتور در شکل نشان داده شده است.



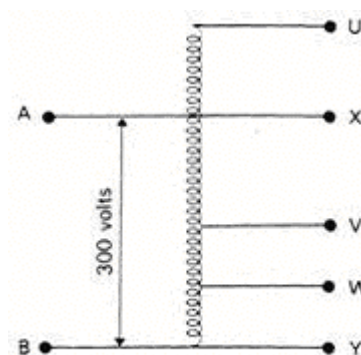
شکل ۶-۲. مدار ورودی (تغذیه) یک ژنراتور اشعه ایکس

در شکل فوق T یک ترانسفورماتور خاص است که به راحتی می توان ولتاژ خروجی آن را تغییر داد. این نوع وسیله را **اتو ترانسفورماتور** می نامیم. بنابراین در مدار ورودی هر مولد اشعه ایکس یک اتو ترانسفورماتور قرار دارد که از طریق تغییر در ولتاژ خروجی آن می توان کیلو ولت را تنظیم و کنترل نمود.

الف) اتو ترانسفورماتور

برخلاف ترانسفورماتور فشار قوی که متشکل از دو سیم پیچ کاملاً جدا می باشد، اتو ترانسفورماتور تنها دارای یک سیم پیچ است. کار ترانسفورماتورهای ایزوله (دو سیم پیچ مجزا)

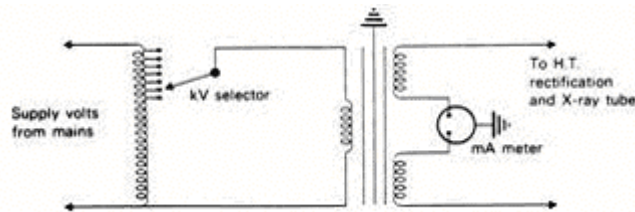
براساس **القای الکترومغناطیسی** بین سیم‌پیچ اولیه و سیم‌پیچ ثانویه استوار است، و حال آنکه اتوترانسفورماتور براساس خاصیت خودالقایی عمل می‌کند. اتوترانسفورماتور از یک سیم‌پیچ استفاده می‌نماید و مدار ورودی و خروجی، از نظر الکتریکی به هم متصل هستند. اتوترانسفورماتورها ابزار بسیار مناسبی برای افزایش و یا کاهش سطح ولتاژ منبع تغذیه برای استفاده در مدارات مختلف می‌باشند. تا آنجاکه این ولتاژ از چند صد ولت تجاوز ننماید، این وسیله می‌تواند در ثانویه خود سطوح ولتاژ متفاوتی را تأمین نمایند. به این ترتیب ساخت اتوترانسفورماتوری که بتواند در خروجی خود مضربی یا کسری از ولتاژ ورودی را داشته باشد، کاملاً عملی، اقتصادی و ساده به نظر می‌رسد.



شکل ۷-۲. اتوترانسفورماتور

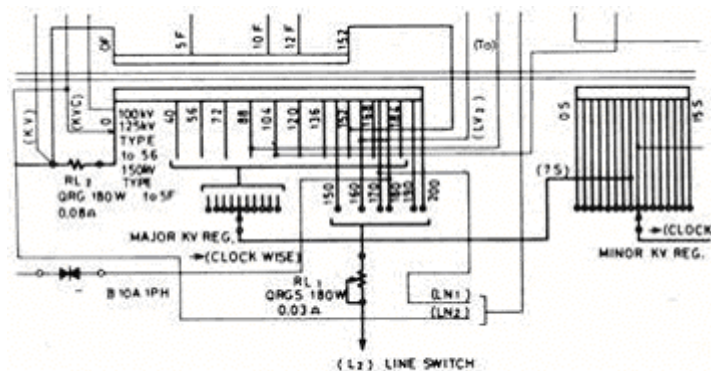
ب) اتوترانسفورماتور به عنوان ابزار کنترل کیلوولت

اگر اتوترانسفورماتوری بسازیم که در خروجی آن نقاط **اتصال متعددی** در دسترس باشد، به طوری که هر کدام تعداد دور متفاوتی را به عنوان سیم‌پیچ ثانویه در مدار قرار دهند، و این نقاط بتوانند از طریق یک سلکتوردستی به ورودی ترانسفورماتور فشار قوی متصل گردند، آن سلکتور می‌تواند ولتاژهای متفاوتی را به ورودی ترانس فشار قوی اعمال و از این طریق کیلوولت‌های مختلفی را به تیوب مولد اشعه اعمال نماید (**انتخاب کیلوولت**). شکل ۸-۲ آرایش یک ترانسفورماتور همراه با یک سلکتور دستی را نشان می‌دهد.



شکل ۸-۲. آرایش دو قسمتی سیم پیچ ثانویه

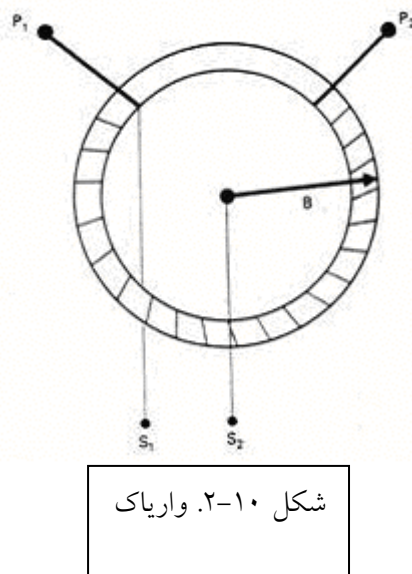
در شکل فوق برای ساده‌تر کردن مدار از سلکتوری با نقاط اتصال (کنتاکت) اندک استفاده شده است. در عمل اغلب مدارات کنترل KV از دو سلکتور استفاده می‌نمایند که یکی KV **ماژور** و دیگری KV **مینور** نام‌گذاری می‌شوند. اولی برای تغییر KV با فاصله‌های ۱۰ تا ۱۵ و دیگری برای تنظیم با دقت ۱ تا ۲ KV به کار می‌رود. KV سلکتور ماژور تعداد دور بیشتری از اتو ترانسفورماتور را بین **کنتاکتهای** خود جا داده است، در حالی که سلکتور مینور تعداد دور کمتری را شامل می‌شود. مثلاً در ژنراتورهای قدیمی (طراحی سال‌های ۷۰)، سلکتور ماژور با فاصله ۱۶ تایی KV را تغییر می‌دهد و سلکتور مینور فواصل بین دو مرحله سلکتور ماژور را با ۱۵ کنتاکت خود تکمیل می‌نماید و به این ترتیب ترکیب این دو سلکتور می‌تواند با دقت ۱ کیلو ولت KV را تغییر دهد. شکل ۹-۲ ترکیب این سلکتور را در خروجی یک اتو ترانسفورماتور نشان می‌دهد. البته در ژنراتورهای جدیدتر از تکنیک‌های متفاوتی برای انتخاب KV استفاده می‌شود (تکنیکهای موتور کنترل و کنترل فاز).



شکل ۹-۲. ترکیب سلکتورهای ماژور و مینور

ج) کنترل KV به صورت پیوسته

سیستمی که در بالا به عنوان کنترل (انتخاب) ناپیوسته KV مورد بحث واقع شد، این کنترل را از طریق ایجاد ارتباط بین نقاط ثابتی بر روی اتو ترانسفورماتور و ورودی ترانس فشار قوی تأمین می‌نماید. در این نوع تکنیک، انتخاب و یا تنظیم مجدد KV در حین اکسپوز به دلیل کوتاه بودن زمان مقدور نیست و اصولاً نیازی هم به این کار نیست. ولی در فلوروسکپی که گاه چندین ثانیه و یا حتی چند دقیقه به طول می‌انجامد، تغییر KV در حین اکسپوز جهت به دست آوردن تصویر مطلوب‌تری از موضع مورد معاینه، یک امتیاز محسوب می‌گردد. ابزاری که این مهم را به عهده دارد ترانسفورماتور خاصی است که آن را با نام **واریاک** می‌شناسیم. در شکل ۲-۱۰ یک واریاک و اتصالات مربوط به آن نشان داده شده است. نقاط $P1$ و $P2$ ورودی یا اولیه ترانس و نقاط $S1$ و $S2$ خروجی یا ثانویه ترانس محسوب می‌شوند. بازوی لغزنده B با تغییر محل خود تعداد دور ثانویه را تغییر داده و به این ترتیب به طور پیوسته می‌تواند ولتاژ خروجی واریاک را تغییر دهد.



ولتاژ خروجی واریاک به سیم‌پیچ اولیه ترانس فشار قوی اعمال و از این طریق کیلوولت اعمالی به تیوب کنترل می‌گردد. همان طور که گفته شد موارد استفاده واریاک عموماً در مدارات فلوروسکپی ژنراتورهای اشعه ایکس است و برخلاف سلکتورهای چرخان که به طور پله‌ای KV را تغییر می‌دهند و امکان تنظیم حین اکسپوز را ندارند، این وسیله می‌تواند به طور پیوسته KV را تغییر و تنظیم نماید. برخی از ژنراتورها به جای سلکتور چرخان (در تنظیم KV گرافیکی)، از سلکتورهای فشاری استفاده می‌شود. ولی اساساً همان تکنیک قبلی به کار گرفته شده است با این تفاوت که انتخاب KV مورد نظر با سرعت بیشتر انجام‌پذیر است.

ژنراتورهایی که با میلی آمپر ثابت یا خیلی محدود کار می کنند (مثلاً سیستم های رادیوگرافی دندان (*Dental X-Ray Generators*) احتیاج به کالیبره نمودن KV ندارند. در حالی که وجود این تکنیک بر روی ژنراتورهایی که با میلی آمپرهای متعدد کار می کنند (دامنه وسیع تنظیمات دارند) الزامی و قطعی است. ثبات KV در قبال تغییرات میلی آمپر، در گرو کار صحیح مدار KVC است. به طریق دیگری نیز می توان ثبات KV را در قبال تغییرات میلی آمپر حفظ کرد و آن استفاده از یک ولت متر است که در مدار ورودی ترانسفورماتور فشار قوی قرار داده شده باشد. به طوری که با افزایش میزان میلی آمپر، ولت متر کاهش KV را به رادیوگرافر نشان دهد تا او بتواند به روش دستی آن را تصحیح نماید.

با استفاده از ابزارهای خاصی می توان KV حقیقی را اندازه گیری نمود. سازندگان ژنراتورهای اشعه ایکس می توانند با استفاده از این ابزار، افت KV را به ازاء میلی آمپرهای مختلف اندازه گیری نمایند و با استفاده از یک عقربه آن را روی پانل نشان دهند.

اتوترانسفورماتور MC (*Meter Compensator*) که می تواند قسمتی از ترانسفورماتور اصلی نیز باشد دارای **اتصالات** متعددی است و ولتاژ هر اتصال مساوی است با افت ولتاژ به ازاء یک میلی آمپر مشخص. طبقه ای از سلکتور میلی آمپر (سلکتور S) با افزایش میلی آمپر به سمت بالا حرکت کرده و به این ترتیب ولت متر، ولتاژ کمتری را نشان می دهد. رادیوگرافر با مشاهده افت KV بر روی ولت متر می تواند کمبود KV (افت ولتاژ به ازاء میلی آمپر انتخاب شده) را تصحیح نماید.

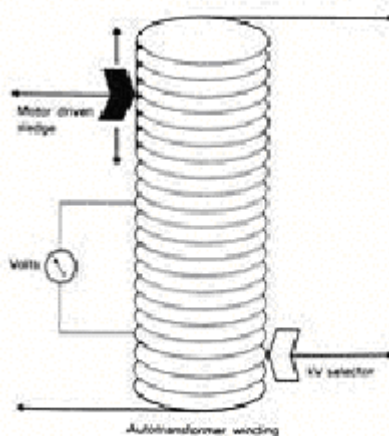
همان طور که متذکر گردیدیم، ژنراتورهای جدیدتر (موتور کنترل و دیجیتال کنترل) به جای استفاده از سلکتور برای KV و میلی آمپر، از ابزار کنترل الکترونیکی، استفاده می کنند. این ژنراتورها از تکنیک های گوناگونی استفاده می کنند ولی در اساس می توان آنها را به دو دسته زیر تقسیم نمود.

۱- ژنراتورهای موتور کنترل: این نوع ژنراتورها از اتوترانسفورماتوری استفاده

می کنند که دارای بازوی لغزنده است و می توان با حرکت دادن آن، ولتاژ اعمال شده به ورودی ترانس فشار قوی را کنترل نمود. متناسب با KV و میلی آمپر انتخابی، یک سیستم الکترونیکی میزان ولتاژ مورد نیاز جهت اعمال به $H.T$ را تعیین و بازوی لغزنده را توسط یک موتور (*Servo Motor*) که در کنترل خود دارد در محل مناسب قرار می دهد.

در این نوع سیستم‌ها سلکتور KV از نوع پله‌ای نیست و انتخاب KV به طور پیوسته انجام می‌گیرد. پس از تغییر میلی‌آمپر در KV ثابت، صدای حرکت موتوری که بازوی لغزنده اتوترانس را حرکت می‌دهد، شنیده می‌شود.

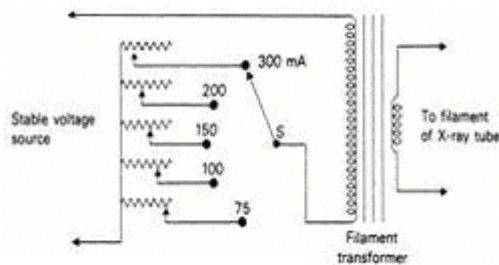
۲ - ژنراتورهای تریستوری: ژنراتورهایی که با استفاده از **تریستورهای** نیمه هادی (بدون استفاده از ابزار مکانیکی)، ثبات سطح ولتاژ اعمال شده به تیوب را تأمین می‌نمایند. این ژنراتورها معمولاً به کلیدهای فینگر تاج و یا *Soft Key* بر روی پانل میز کنترل مجهز هستند و اپراتور با سرعت و سهولت بسیار می‌تواند تنظیمات را انجام دهد. **ژنراتورهای فرکانس بالا** عموماً از این نمونه هستند.



شکل ۱۱-۲. تنظیم اتوماتیک (موتوری) کیلوولت

۲-۱-۵ مدارات فیلامان و کنترل شدت جریان عبوری از تیوب

گرمایش فیلامان تیوب‌های مولد اشعه از طریق اعمال انرژی الکتریکی به یک ترانسفورماتور کاهنده صورت می‌گیرد. ولتاژ مورد نیاز فیلامان‌ها بین ۸ تا ۲۰ ولت و شدت جریان عبوری از آنها بین ۴ تا ۸ آمپر می‌باشد. بنابراین توان مصرفی فیلامان را حدود ۴۰ تا ۱۵۰ وات می‌توان تخمین زد. ترانس تغذیه فیلامان از لحاظ ساختمان، شبیه به ترانس فشار قوی است (ترانس ایزوله با دو سیم‌پیچ)، با این تفاوت که توان مصرفی آن ده‌ها برابر کم‌تر است و از نوع کاهنده می‌باشد.

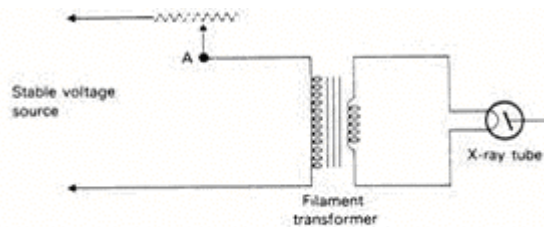


شکل ۱۲-۲. تغذیه مدارات فیلامان

هسته ترانس فیلامان، همانند هسته ترانس فشار قوی از ورقهای آهن مخصوص تشکیل یافته تا افت انرژی را در مدار به حداقل برساند. هر دو سیم پیچ بر روی یک شاخه پیچیده شده و سیم پیچ ثانویه بر روی سیم پیچ اولیه قرار گرفته است. از آنجا که ترانس فیلامان از نوع کاهنده می باشد، سیم پیچ اولیه نازک تر با تعداد دور بیشتر و سیم پیچ ثانویه ضخیم تر با تعداد دور کمتر آرایش داده شده اند. باید توجه داشت که در ثانویه ترانس فیلامان اختلاف ولتاژ بین دو سر سیم پیچ ثانویه (ولتاژ اعمال شده به فیلامان) از ۲۰ ولت تجاوز نمی کند، ولی به علت اتصال مستقیم به فیلامان تیوب مولد اشعه (کاتد)، دارای اختلاف پتانسیل بسیار زیادی نسبت به بدنه (زمین الکتریکی) می باشد. بنابراین عایق بندی ترانس فیلامان می بایست بتواند نیمی از KV اعمال شده به تیوب را تحمل نماید. به این لحاظ سیم پیچ اولیه معمولاً در زیر غلاف ضخیمی از عایق بسیار قوی (پورسلین یا ابونیت) قرار گرفته و به خوبی عایق بندی می شود و سیم پیچ ثانویه بر روی این غلاف پیچیده می شود. همان طور که ترانس فشار قوی در درون تانک روغن غوطه ور است، ترانس فیلامان نیز جهت عایق شدن و در ضمن خنک شدن هسته، درون همان تانک و به صورت غوطه ور، درون روغن گذاشته می شود.

الف) کنترل جریان عبوری از تیوب مولد اشعه

می دانیم که جریان عبوری از تیوب مولد اشعه، متناسب است با تعداد الکترون های پرتاب شده (تولید شده) توسط فیلامان. تعداد الکترون ها نیز از طریق میزان گرمایش فیلامان (شدت جریان عبوری از فیلامان) کنترل می شود.



شکل ۱۳-۲. سلکتور mA در فلوروسکوپ

تغییرات اندک در گرمایش فیلامان، منجر به تغییرات شدید در تعداد الکترون‌های پرتاب شده و در نتیجه تغییرات شدید در میلی آمپر عبوری از تیوب می‌گردد. بنابراین می‌توان گفت که میلی آمپر عبوری از تیوب به میزان گرمایش فیلامان بسیار حساس است. گرمایش فیلامان متناسب است با توان الکتریکی اعمال شده به وسیله سیم‌پیچ ثانویه ترانسی که مستقیماً فیلامان را تغذیه می‌نماید. روش‌های متعددی برای کنترل ولتاژ ورودی ترانس فیلامان در ژنراتورهای مولد اشعه ایکس وجود دارد. از همه معمول‌تر کنترل ولتاژ توسط مدارات مقاومتی است. در شکل مقاومت متغیر r به طور سری با سیم‌پیچ اولیه ترانس فیلامان قرار گرفته است. ولتاژ اعمال شده به ورودی ترانس فیلامان برابر است با تفاضل ولتاژ منبع تغذیه (ولتاژ ثابت) و ولتاژ مقاومت r . پس می‌توان نوشت:

$$V_p = V_s - V_r$$

به این ترتیب با تغییر مقاومت r می‌توان ولتاژ ورودی ترانس فیلامان را به طور پیوسته تغییر داد و از این طریق گرمایش فیلامان و در نتیجه میلی آمپر عبوری از تیوب را کنترل نمود. این نوع کنترل میلی آمپر عموماً در حالت فلوروسکپی به کار گرفته می‌شود. روی پانل کنترل، مقاومت متغیری به نام FmA (میلی آمپر فلوروسکپی) تعبیه گردیده است که در حین فلوروسکپی می‌توان توسط آن میلی آمپر تیوب را از حدود صفر تا چند میلی آمپر تغییر داد. در رادیوگرافی به دلیل کوتاه بودن زمان اکسپوز این روش غیرقابل استفاده است.

در این مدار به جای یک مقاومت متغیر (r در شکل) از تعدادی مقاومت متغیر استفاده شده که هر کدام به ازاء یک میلی آمپر رادیوگرافی تنظیم و در جای خود ثابت شده‌اند. سلکتور S می‌تواند با تغییر وضعیت، هر یک از این مقاومت‌ها را با سیم‌پیچ اولیه ترانس فیلامان سری کرده و در نتیجه گرمایش فیلامان را به تناسب میلی آمپر انتخابی تغییر دهد. سلکتور S می‌تواند از نوع چرخشی و یا فشاری باشد.

مقاومت‌های ۲۱ تا ۲۵ طوری انتخاب شده‌اند که هر یک می‌تواند ولتاژی متناسب با میلی‌آمپر انتخاب شده را به‌سیم‌پیچ اولیه ترانس فیلامان اعمال نماید. این روش را **انتخاب میلی‌آمپر قبل از اکسپوز با کنترل مقاومتی** می‌نامند. با این سلکتور ۵ میلی‌آمپر مختلف را می‌توان انتخاب نمود و باید توجه داشت که در هر وضعیت میزان میلی‌آمپر ثابت است.

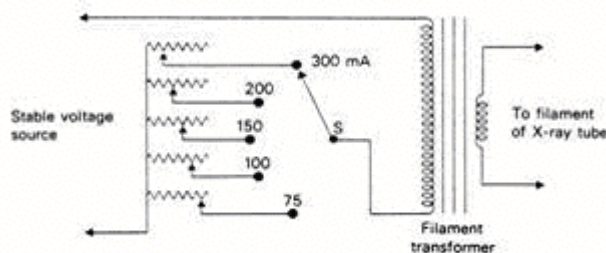
یک ژنراتور قاعداً می‌بایست بتواند با تیوب‌های متفاوتی کار کند. مثلاً یک تیوب برای رادیوگرافی و یک تیوب برای فلوروسکپی - اسپات. تیوب‌های مختلف دارای فیلامان‌هایی با مشخصات مختلف هستند. وجود مقاومت‌های متغیر این امکان را فراهم می‌نماید که برای فیلامان‌هایی که با هم متفاوت هستند، میلی‌آمپرهای مورد نظر (۷۵، ۱۰۰، ۲۰۰ و ۳۰۰) توسط تغییر موقعیت بازوهای لغزان، با دقت تنظیم گردند.

ب) ثبات ولتاژ در مدار فیلامان

گرمایش فیلامان را می‌بایست با دقت بسیار زیاد تنظیم کرد به طوری که در تمامی مراحل کار از ثبات کافی برخوردار باشد. ولتاژ اعمال شده به ورودی مدارات فیلامان (ولتاژ تغذیه)، گرمایش فیلامان را تحت کنترل دارد. بنابراین ثبات ولتاژ تغذیه در مدارات فیلامان حایز اهمیت بسیار زیاد است. تغییر این ولتاژ، جریان عبوری از فیلامان را تغییر خواهد داد. ۵ درصد نوسان در جریان عبوری از فیلامان می‌تواند تا حدود ۳۰ درصد جریان عبوری از تیوب مولد اشعه را دچار نوسان سازد. منحنی شکل تغییرات میلی‌آمپر عبوری از تیوب (mA) برحسب تغییرات جریان عبوری از فیلامان را نشان می‌دهد.

نوسان میلی‌آمپر عبوری از تیوب به میزان ۲۰ تا ۳۰ درصد (به ازاء ۵ درصد تغییر در جریان عبوری از فیلامان) به کلی ثبات شرایط رادیوگرافی را برهم زده و از کیفیت عکس‌های حاصله به شدت می‌کاهد.

همان طور که گفته شد مدارات فیلامان یا از اتوترانسفورماتور اصلی و یا مستقیماً از برق شهر تغذیه می‌گردند. جهت جلوگیری از تغییرات نامطلوب نوسان ولتاژ و فرکانس، از سیستم ثابت نگهدارنده ولتاژ و فرکانس استفاده به عمل می‌آید.



شکل ۱۴-۲. ترکیب سلکتورهای مازور و مینور

مدارات مختلفی به منظور ایجاد ثبات کافی در مدارات فیلامان به کار گرفته می‌شوند در طراحی این مدارها می‌بایست به نکات زیر توجه نمود.

۱- ترانس فیلامان می‌بایست از طریق منبعی تغذیه شود که علی‌رغم نوسانات ایجاد شده در ولتاژ خط (نوسانات کند و تند)، بتواند با ثبات کافی کار خود را انجام دهد.

۲- مدارات ثابت نگهدارنده ولتاژ تغذیه، در ورودی (اولیه) ترانس فیلامان قرار دارند.

۳- مدارات ثابت نگهدارنده ولتاژ تغذیه، بین اتو ترانس اصلی (یا برق شهر) و سلکتور میلی‌آمپر قرار می‌گیرند.

۴- ثابت نگهدارنده ولتاژ می‌بایست با سرعت و به طور اتوماتیک وظیفه خود را انجام دهد. به طوری که همیشه ولتاژ ورودی ترانس فیلامان ثبات خود را حفظ کرده و از بروز نوسان در گرمایش فیلامان، جلوگیری به عمل می‌آورد. همچنان که در ولتاژ منبع تغذیه ممکن است نوساناتی بروز نماید، فرکانس که یکی دیگر از مشخصات بسیار با اهمیت منبع تغذیه (برق شهر و یا ژنراتور برق) می‌باشد نیز می‌تواند دچار نوسان گردد. اغلب قطعاتی که در **ثابت نگهدارنده‌های ولتاژ** مورد استفاده قرار می‌گیرند (خازن و سیم‌پیچ)، معمولاً به فرکانس‌های حساس هستند و تغییرات ایجاد شده در فرکانس برق می‌تواند عملکرد آنها را دچار اشکال نماید. به همین دلیل در اکثر مدارات فیلامان همراه با ثابت نگهدارنده ولتاژ، از مدارات **ثابت نگهدارنده فرکانس** نیز استفاده می‌شود. این مدارات تغییرات ایجاد شده در خروجی مدار تغذیه فیلامان به علت تغییرات فرکانس را جبران می‌نماید و به این ترتیب می‌توان اطمینان حاصل نمود که دو فاکتور متغیر برق شهر یعنی ولتاژ و فرکانس نمی‌توانند تأثیرات سوء بر ثبات گرمایش فیلامان داشته باشد.

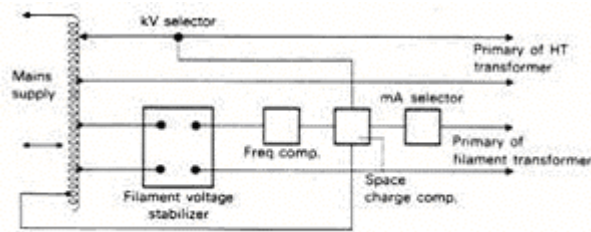
ج) مدار جبران‌کننده اثر ابر الکترونی

در تیوب‌های مولد اشعه ایکس با میلی‌آمپر بالا معمولاً از فیلامان‌هایی استفاده می‌شود که از قدرت الکترون‌دهندگی بسیار بالا برخوردارند. الکترون‌های پرتاب شده توسط این نوع فیلامان، در اطراف آن ابری از الکترون تشکیل داده و به این ترتیب بسیار محتمل است که در کیلوولت‌های کم همگی آنها جذب آند نشوند. این وضعیت سبب می‌گردد که با افزایش کیلوولت تیوب، بدون تغییر در گرمایش فیلامان تعداد بیشتری الکترون به سمت آند جذب شوند (افزایش میلی‌آمپر عبوری از تیوب). بنابراین یک بار دیگر ثبات میلی‌آمپر عبوری از تیوب (حتی با وجود ثبات کافی در تغذیه مدارات فیلامان) دچار اختلال می‌گردد. به عبارت دیگر افزایش کیلوولت سبب افزایش میلی‌آمپر و برعکس کاهش آن سبب کاهش میلی‌آمپر عبوری از تیوب می‌شود. برای رفع این نقیصه می‌بایست به ازاء افزایش کیلوولت از یک مقدار میانگین (مثلاً ۷۰ کیلوولت)، گرمایش فیلامان متناسباً کاهش یافته و برعکس، به ازاء کاهش کیلوولت، گرمایش فیلامان افزایش یابد. مداری که به این ترتیب عمل نموده و علی‌رغم تغییر KV ، میلی‌آمپر را ثابت می‌دارد **مدار جبران‌کننده اثر ابر الکترونی** نام دارد.

با طراحی دقیق ترانس T و سایر المان‌های مدار، می‌توان این افزایش و کاهش در گرمایش فیلامان را چنان انتخاب نمود که حاصل، ثبات میلی‌آمپر به ازاء تغییرات KV باشد. شکل، دیاگرام خلاصه یک مدار فیلامان را نشان می‌دهد.

در این طرح، تغذیه مدار فیلامان از اتو ترانس اصلی تأمین می‌گردد و پس از ثابت نگهدارنده ولتاژ، مدار جبران‌کننده اثر ابر الکترونی، قرار می‌گیرد. مدار $S.C.C$ به سلکتور KV ارتباط یافته است.

امروزه مدارات کنترل میلی‌آمپر و کیلوولت، با برخورداری از تکنولوژی روز طراحی و ساخته می‌شوند و طبیعتاً از دقت و سرعت بسیار زیادی برخوردارند. بیش از یک دهه است که ژنراتورهای فرکانس بالا در سطح وسیعی مورد استفاده قرار می‌گیرند. این نوع ژنراتورها شکل موج و فرکانس تغذیه $H.T$ و فیلامان را خود می‌سازند و کلیه کنترل‌ها به صورت دیجیتالی انجام می‌گیرد. این تکنولوژی جدیدی است که با اعمال کنترل‌های دقیق بر سه فاکتور اصلی هر رادیوگرافی یعنی mA ، KV و زمان توانسته است علاوه بر بهبود کیفیت رادیوگرافی، وزن و حجم دستگاهها را نیز به میزان قابل توجهی کاهش دهد.



شکل ۱۵-۲. دیاگرام یک مدار فیلامان مجهز به ثابت نگهدارنده ولتاژ و S.C.C

۶-۱-۲ جبران نوسانات ولتاژ در منبع تغذیه اصلی

در مطالب قبلی این قسمت از اهمیت ویژه ثابت در فاکتورهای اساسی رادیوگرافی مانند KV و mA صحبت شد. تمهیداتی که تاکنون اندیشیده شده‌اند تا کیلو ولت و میلی آمپر عبوری از تیوب را در ثابت مطلوب نگه‌دارند، بدون ثابت نسبی در منبع تغذیه اصلی چندان ثمربخش نخواهند بود.

همان طور که می‌دانیم نوسانات برق شهر به سه صورت زیر ایجاد می‌شوند.

۱- نوسانات آهسته و بطئی به دلیل تغییر در بار مصرف طی شبانه روز و در فواصل مختلف سال.

۲- افت ولتاژ لحظه‌ای (سریع) به دلیل در مدار قرار گرفتن یک مصرف‌کننده قوی مانند یک دستگاه رادیولوژی دیگر.

۳- افت لحظه‌ای و سریع در طول اکسپوز به دلیل عبور جریان بسیار زیاد در کابل‌های ارتباطی دستگاه.

عامل تغییرات آهسته در خارج از محدوده بخش رادیولوژی و عامل تغییرات سریع (۲ و ۳) عموماً در محدوده بخش رادیولوژی و فضاهای مجاور قرار دارد. جبران نوسانات آهسته به عهده مداری به نام جبران‌کننده نوسان‌منبع تغذیه اصلی گذاشته شده است که به اختصار $M.V. Compensator$ نامیده می‌شود. این مدار نمی‌تواند از بروز این گونه نوسانات ممانعت به عمل آورد، بلکه کار این مدار ثابت نگه داشتن ولتاژ خروجی اتوترانسفورماتور اصلی علی‌رغم نوسان در ولتاژ تغذیه است.

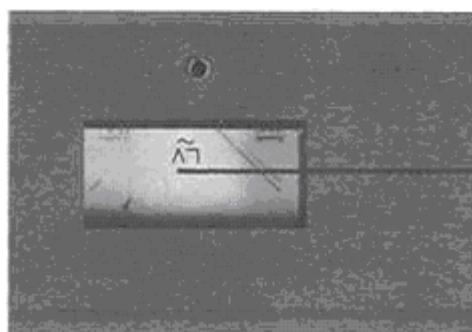
برای جبران این گونه نوسانات به دو روش زیر می‌توان عمل کرد:

الف - به روش دستی و آن به کمک یک ولت‌متر است که میزان ولتاژ اولیه ترانسفورماتور را به رادیوگرافرنشان می‌دهد تا او بتواند براساس آن، نوسانات ایجاد شده را تصحیح نماید.

ب - به روش اتوماتیک. هر دو روش جهت جبران نوسانات ولتاژ خط که خارج از زمان اکسپوز اتفاق می افتد به کار برده می شوند و در مورد نوسانات ایجاد شده در زمان اکسپوز تمهیدات دیگری باید اندیشید.

البته عموماً این گونه ولت مترها که برای مدار جبران کننده نوسان ولتاژ خط به کار گرفته می شوند، مدرج نیستند بلکه نقطه ای را که در صورت صحیح بودن مقدار ولتاژ می بایست نشان دهند، با علامت پیکان و یا علایم دیگر و مقدار مجاز نوسان را هم با دو علامت در سمت راست و چپ پیکان مشخص می نمایند.

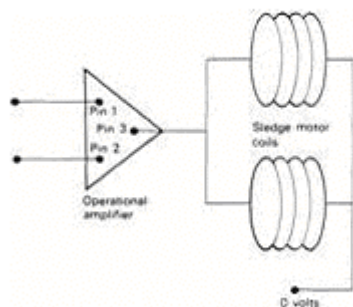
کار سلکتور شکل ۱۶-۲ آن است که در صورت افزایش ولتاژ خط تعداد دور بیشتری را در مدار قرار دهد و برعکس در صورت کاهش ولتاژ خط، تعداد دور را کاهش دهد. اپراتور باید همیشه توجه داشته باشد که وضعیت ولتاژ خط را قبل از هرگونه شرایط گذاری (انتخاب KV , mAS) چک کند و در صورت لزوم با سلکتور مربوطه آن را تنظیم نماید.



شکل ۱۶-۲. ولت متر تنظیم ولتاژ خط

جبران نوسانات برق اصلی به صورت اتوماتیک

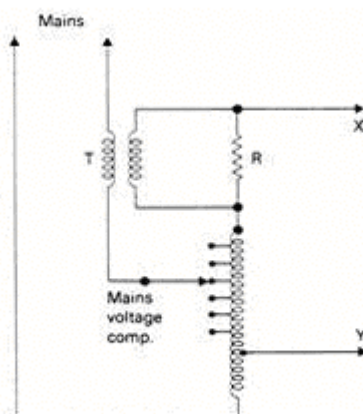
فلسفه کار همان است که در بخش جبران کننده دستی توضیح داده شد. در اینجا نیز نسبت ولت به دور در اتوترانسفورماتور اصلی می بایست ثابت بماند تا نوسانات برق اصلی جبران شوند. به این منظور از اتوترانسفورماتور با بازوی لغزان استفاده می شود و محل بازوی لغزان توسط یک موتور تعیین می گردد. این موتور تحت کنترل مداری است که افزایش و یا کاهش ولتاژ خط را تشخیص داده و به طور اتوماتیک به موتور فرمان می دهد تا بازوی لغزنده را در جهت افزایش تعداد دور اتوترانسفورماتور (در صورت افزایش ولتاژ خط) و یا کاهش تعداد دور آن (در صورت کاهش ولتاژ خط) حرکت دهد.



شکل ۱۷-۲. مدار اتوماتیک (موتوری) جبران نوسانات ولتاژ خط

۷-۱-۲ جبران کننده افت ولتاژ در زیر اکسپوز

می دانیم که وقتی یک دستگاه رادیولوژی اکسپوز می کند، شدت جریان زیادی را از برق شهر طلب می کند. عبور این شدت جریان از مدارات ژنراتور سبب بروز افت ولتاژ خواهد شد. اگر دستگاهی مجهز به مدارات جبران کننده افت ولتاژ در زیر اکسپوز نباشد در شرایط نسبتاً سنگین، عقربه ولت متر با حرکت به سمت چپ کاهش ولتاژ را نشان می دهد. میزان این افت بستگی به مشخصات منبع تغذیه (برق شهر) و نیز شرایط اکسپوز دارد. هر چه شرایط اکسپوز سنگین تر باشد (mA و KV بالاتر)، افت بیشتر خواهد بود. به عبارت دیگر، بار بیشتر به معنی افت ولتاژ بیشتر است. افت ولتاژ خط، افت KV و mA و در نتیجه کاهش کیفیت رادیوگرافی را به دنبال خواهد داشت. مدارات مختلفی جهت جبران این افت ولتاژ طراحی شده اند. همان طور که مشاهده می گردد با افزایش میزان جریان عبوری از خط (شرایط سنگین رادیوگرافی)، مقدار ولتاژ مدار جبران کننده نیز افزایش خواهد یافت و در شرایط بسیار سبک مقدار ولتاژ مدار جبران کننده بسیار کم خواهد بود. به این ترتیب افت ولتاژ در زمان اکسپوز جبران خواهد شد.



۲-۲- ژنراتورهای فشار قوی اشعه ایکس

دامنه ولتاژهای به کار رفته برای رادیوگرافی تشخیصی از حدود ۲۵ تا ۱۲۰ کیلو ولت است. این ولتاژ از یک ترانسفورماتور فشار قوی حاصل می‌شود. در بخش قبلی دیدیم که یک ترانسفورماتور فشار قوی چگونه ولتاژ منبع تغذیه اصلی را به کیلو ولت مورد نیاز برای عملکرد صحیح تیوب مولد اشعه، تبدیل می‌نماید. این ترانسفورماتور همراه با سایر ملحقات مثل یکسوکننده‌ها، ترانس فیلامان و رله‌های انتخاب پست و...، به **ژنراتور فشار قوی** موسوم است.

۱-۲-۲ حداکثر خروجی مجاز در ژنراتورهای فشار قوی

نقش اصلی ژنراتورهای فشار قوی در دستگاههای مولد اشعه ایکس، فراهم کردن اختلاف پتانسیل زیادی است که تیوب برای تولید اشعه ایکس به آن احتیاج دارد. بنابراین یکی از عوامل مهم در طبقه‌بندی و مقایسه ژنراتورهای فشار قوی حداکثر توان خروجی است که آن ژنراتور می‌تواند تأمین نماید. حداکثر توان خروجی ژنراتورها زمانی می‌تواند اندازه‌گیری شود که ژنراتور در حال کار باشد. به عبارت دیگر حداکثر توان خروجی ژنراتورها در **زیر بار** سنجیده می‌شود. می‌دانیم که حاصل ضرب شدت جریان (میلی آمپر) و کیلو ولت، توان خروجی را به دست می‌دهد. البته در ژنراتورهای مختلف می‌بایست یک ضریب تصحیح را نیز در فرمول وارد کرد. مثلاً برای ژنراتورهای سه فاز این ضریب تصحیح نزدیک به یک و برای ژنراتورهای تک فاز تمام موج این ضریب $\frac{\sqrt{3}}{2}$ است. پس در مورد ژنراتورهای اشعه ایکس به طور تقریبی می‌توان نوشت:

$$KW = M KV \times 1000 \text{ mA}$$

M ضریب تصحیح توان الکتریکی و در رابطه با نوع ژنراتور $H.T$ تعریف می‌شود و برای هر نوع مقدار ثابتی است. ضریب تصحیح برای ژنراتورهای مختلف به شکل موج KV بستگی دارد. مثلاً در مورد ژنراتورهای تک فاز شکل موج KV به صورت **ضربانی** است. به این معنی که ولتاژ بین صفر و یک مقدار حداکثر نوسان می‌کند. درحالی که برای ژنراتورهای سه فاز ولتاژ از یک مقدار نزدیک به حداکثر تا حداکثر تغییر می‌کند و هیچ گاه به صفر نمی‌رسد. به عبارت دیگر میزان **ریپل** در ژنراتورهای مختلف متفاوت است و به همین لحاظ برای محاسبه میزان کیلو ولت میانگین و یا کیلو ولت مؤثر می‌بایست ضرایب متفاوتی محاسبه و در نظر گرفته شوند.

ژنراتورها را برحسب میزان توان خروجی می‌توان با هم مقایسه نمود. در این نوع مقایسه باید به نکات زیر توجه داشت:

۱- سازندگان، بالاترین میلی آمپری را که ژنراتور می‌تواند تولید کند تعیین می‌کنند. به عنوان مثال ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۸۰۰ و ۱۲۵۰ میلی آمپر.

۲- سازندگان، حداکثر مقدار کیلوولت را متذکر می‌گردند. (مثلاً ۱۲۵ و ۱۵۰ کیلو ولت)

۳- مقادیر حداکثر میلی آمپر و کیلوولت را نمی‌توان به طور همزمان از یک ژنراتور به دست آورد. مثلاً اگر برای یک ژنراتور حداکثر میلی آمپر ۵۰۰ و حداکثر کیلو ولت ۱۵۰ باشد، عموماً نمی‌توان با شرایط ۱۵۰ کیلوولت، ۵۰۰ میلی آمپر اکسپوز نمود، بلکه شرایط واقعی می‌تواند به صورت زیر باشد: ۵۰۰ میلی آمپر در ۸۰ کیلو ولت (۴۰ کیلو وات)

۴- توان خروجی حداکثر در همه شرایط یکسان نیست و هر چه کیلوولت بالاتر می‌رود و به حداکثر نزدیک می‌شود، توان خروجی کاهش می‌یابد. بنابراین بهتر است مقایسه ژنراتورهای فشار قوی در کیلوولت مشخص انجام شود. در بیشتر موارد، توان خروجی را در ۱۰۰ کیلو ولت با هم مقایسه می‌کند.

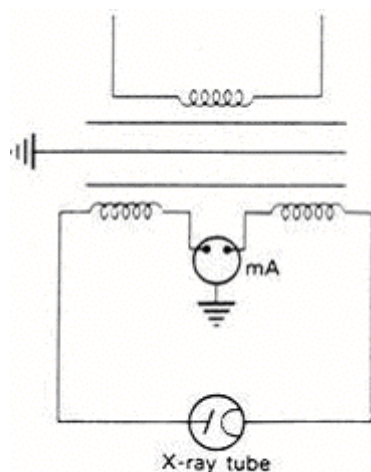
۵- حداکثر شرایط مجاز می‌بایست برای کار در زمان‌های کوتاه (رادیوگرافی) و برای کار در زمان‌های بلند (فلوروسکپی) به طور مجزا تعیین گردد. معمولاً در رادیوگرافی ۱/۰ ثانیه به عنوان زمان استاندارد مورد استفاده قرار می‌گیرد. در فلوروسکپی زمان می‌بایست به اندازه کافی بلند اختیار شود (مثلاً حدود ۲۰ دقیقه).

۲-۲-۲ ژنراتور خود یکسوکننده

ساده‌ترین نوع ژنراتورهای فشار قوی در دستگاههای مولد اشعه ایکس، ژنراتورهای خود یکسوکننده‌اند که از یک ترانسفورماتور فشار قوی و یک تیوب مولد اشعه که مستقیماً به سیم پیچهای ثانویه ترانس متصل گردیده است، تشکیل شده‌اند.

همان طور که در شکل ملاحظه می‌گردد، کاتد تیوب مولد اشعه به یک سر سیم پیچ ثانویه و آند به سر دیگر به طور مستقیم متصل شده است.

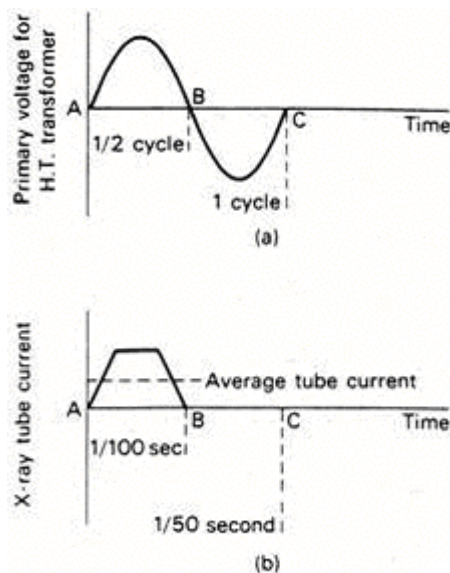
همان طور که انتظار می‌رود، این نوع ژنراتور کوچک، سبک، ارزان، با انعطاف (مانور حرکتی ساده و راحت) و بالاخره بسیار ساده است. این خصوصیات و مزایا، برای سیستم‌های پرتابل و قابل حمل و نقل، بسیار مناسب است ولی از طرف دیگر ژنراتورهای خود یکسوکننده دارای محدودیت‌های بسیاری نیز هستند.



شکل ۱۹-۲. ژنراتور خود یکسوکننده

محدودیت‌های ژنراتورهای خودیکسوکننده

در اثنای یک نیم سیکل از برق شهر (نیم سیکل مثبت)، آند به ولتاژ مثبت و کاتد (فیلامان) به ولتاژ منفی متصل است. در این شرایط الکترون‌های آزاد شده توسط فیلامان به سمت آند شتاب می‌گیرند، جریان الکتریکی در تیوب برقرار می‌گردد و اشعه ایکس تولید می‌شود. شکل، موج جریان الکتریکی تیوب مولد اشعه را در فاصله زمانی AB نشان می‌دهد.



شکل موج جریان الکتریکی تیوب مولد اشعه در این نیم سیکل سینوسی نبوده بلکه از صفر شروع شده و در محدوده ولتاژ ماکزیمم (مرحله اشباع) ثابت شده و سپس با کاهش کیلو ولت، کاهش یافته و به صفر می‌رسد. در نیم سیکل منفی ولتاژ اولیه (فاصله زمانی BC)، ولتاژ کاتد نسبت به آند مثبت می‌شود (ولتاژ آند نسبت به کاتد منفی می‌شود) و عامل شتاب‌دهنده الکترون‌ها وجود ندارد. بنابراین در فاصله زمانی BC هیچ الکترونی نمی‌تواند به سمت آند شتاب‌دار شود و خود را به آن برساند. به عبارت دیگر هیچ جریان الکتریکی در داخل تیوب مولد اشعه در نیم سیکل دوم (زمان BC)، برقرار نمی‌شود. در واقع تیوب مولد اشعه خود، مشابه یکسوکننده جریان الکتریکی عمل می‌کند و نام **خود یکسوکننده** نیز از همین خاصیت گرفته شده است. به عبارت دیگر تیوب مولد اشعه، جریان متناوب (دو سوئی) منبع تغذیه را به جریان یک سوئی در مدار تیوب مولد اشعه تبدیل می‌کند. باید خاطرنشان کرد که تیوب مولد اشعه ایکس فقط از یک نیم سیکل در هر سیکل کامل منبع تغذیه برای تولید اشعه استفاده می‌نماید، بنابراین ژنراتورهای خود یکسوکننده، از نوع ژنراتورهای نیم موج به حساب می‌آیند.

شکل موج کیلو ولت اعمال شده به تیوب در شکل نشان داده شده است. همان طوری که ملاحظه می‌شود، مقدار حداکثر (پیک) در دو نیم سیکل مثبت و منفی با هم برابر نیستند. دلیل این است که در نیم سیکل مثبت تیوب مولد اشعه در حالت هدایت الکتریکی است و بنابراین جریان الکتریکی از مدار ژنراتور می‌گذرد (شرایط زیر بار)، در حالی که در نیم سیکل منفی تیوب مولد اشعه در حالت هدایت نیست و هیچ جریان الکتریکی از مدار عبور نمی‌کند (شرایط بی‌باری). همان طور که قبلاً توضیح داده شد، همیشه در مدار ژنراتورها به دلیل عبور جریان الکتریکی افت ولتاژ ایجاد می‌شود ($V = IR$). در نیم سیکل منفی به دلیل برقرار نشدن جریان الکتریکی، افت ولتاژ هم مشاهده نمی‌شود و طبیعتاً می‌بایست انتظار داشت که میزان حداکثر KV در دو نیم سیکل با هم مساوی نبوده و مقدار آن در نیم سیکل مثبت (نیم سیکل هدایت الکتریکی) کمتر از آن در نیم سیکل منفی (نیم سیکل قطع جریان الکتریکی) باشد.

محدودیت‌های مدار خود یکسوکننده در ژنراتورهای اشعه ایکس از چهار عامل مهم زیر ناشی می‌شوند:

۱- ولتاژ حداکثر (پیک) در نیم سیکل هدایت جریان الکتریکی با ولتاژ حداکثر (پیک) در نیم سیکل قطع جریان الکتریکی مساوی نیست. در عمل این اختلاف می‌تواند ۲۰ تا ۳۰ KVP باشد.

۲- مقدار میانگین شدت جریان الکتریکی، در ژنراتورهای خود یکسوکننده حدود ۱۳ شدت جریان ماکزیمم می‌باشد.

۳- میزان حداکثر توان مجاز برای تیوب مولد اشعه ایکس در مدار ژنراتورهای خود یکسوکننده به مراتب کمتر از زمانی است که از انواع دیگر ژنراتورها استفاده به عمل آید.

۴- در مقایسه با سایر انواع ژنراتورهای قابل مقایسه، فشار الکتریکی وارده بر کابل‌های فشار قوی در ژنراتورهای خود یکسوکننده به مراتب بیشتر است.

محدودیت‌های فوق سبب گردیده که میلی‌آمپر، کیلوولت و حداکثر توان مجاز این نوع ژنراتورها بسیار محدود بوده و در عمل دستگاههایی که از این نوع ژنراتورها استفاده می‌کنند، برای کاربردهای خاص به کار گرفته می‌شوند. دستگاههای رادیوگرافی پرتابل تا ۵۰ میلی‌آمپر، ۱۱۰ کیلوولت و حداکثر توان ۴ تا ۵ کیلووات، برای کاربردهای بالینی و بخش اورژانس از این گونه ژنراتور استفاده می‌کنند. سبکی، ارزانی و قابلیت حمل و نقل نسبتاً آسان علی‌رغم محدودیت‌های بسیار، هنوز متقاضیانی را برای این گونه دستگاهها حفظ نموده است. دستگاههای رادیوگرافی دندان، برخی از انواع دستگاههای پانورامیک و سفالومتری هنوز از این نوع ژنراتور استفاده می‌کنند. این گونه ژنراتورها عموماً به صورت مونوبلاک ساخته می‌شوند. به عبارت دیگر تیوب مولد اشعه، ترانس فشار قوی و ترانس فیلامان در یک محفظه آب‌بندی شده حاوی روغن قرار گرفته‌اند. بنابراین این گونه ژنراتورها فاقد کابل‌های فشار قوی خارجی هستند و کابل‌های ارتباطی همگی از نوع فشار ضعیف می‌باشند (کابل‌های تغذیه، کابل‌های ارتباطی پانل و...)

تکنولوژی مدرن‌تر با استفاده از ژنراتورهای فرکانس بالا می‌کوشد تا ضمن حفظ مزایای ژنراتورهای خودیکسوکننده، بر محدودیت‌های آن فائق آید. امروزه سازندگان به خوبی توانسته‌اند دستگاههای پرتابل را با ژنراتورهای فرکانس بالا جایگزین نمونه‌های خود یکسوکننده نمایند، ولی ساخت این گونه ژنراتورها (ژنراتورهای فرکانس بالا) در مقایسه با انواع قدیمی (ژنراتورهای خود یکسوکننده)، گران‌تر تمام می‌شود و به همین دلیل تقاضا برای ژنراتورهای خود یکسوکننده هنوز کاهش چشم‌گیری نیافته است.

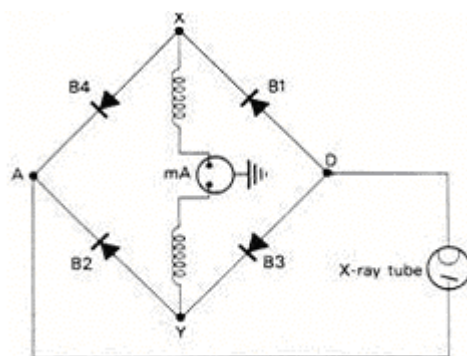
۲-۲-۳ ژنراتورهای تک فاز تمام موج

این نوع ژنراتورها تیوب مولد اشعه را قادر می‌سازند که از هر دو نیم سیکل جریان متناوب برق شهر جهت تولید اشعه ایکس استفاده نمایند. در این نوع ژنراتورها ولتاژ آند نسبت به کاتد (فیلامان)، هیچ گاه منفی نمی‌شود و به همین لحاظ عبور جریان الکتریکی از تیوب مولد اشعه در طول اکسپوز متوقف نمی‌گردد. ولتاژ تغذیه (ولتاژ اعمال شده به سیم‌پیچ اولیه ترانس فشار قوی)

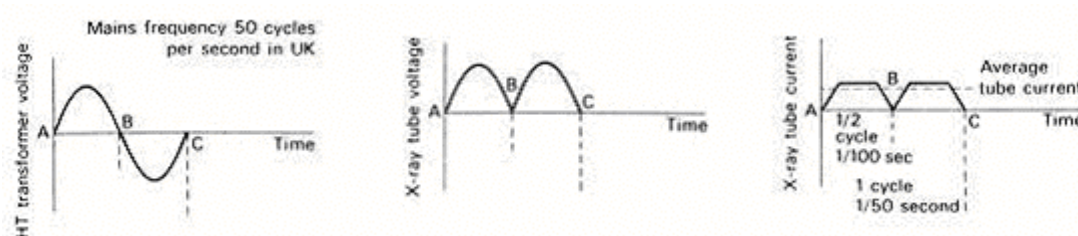
همان ولتاژ متناوب برق شهر است. با استفاده از چهار یکسوکننده در ثانویه ترانس فشار قوی با آرایش خاص، می‌توان عبور جریان الکتریکی را یک طرفه نمود و به این ترتیب از هر دو نیم سیکل متناوب (ac) برای تولید اشعه ایکس استفاده به عمل آورد.

آرایش خاص چهار دیود به کار رفته در مدار شکل به پل دیودی یا پل یکسوکننده مشهور است. هر یک از دیودها در شکل فوق از یک ردیف یکسوکننده نیمه هادی تشکیل شده‌اند. در شکل، هر یک از این دیودها با نام $B1$ تا $B4$ مشخص شده‌اند.

یکسوکننده‌ها عبور جریان الکتریکی را فقط در جهت نمایش داده شده امکان‌پذیر می‌نمایند و در جهت عکس، عبور جریان بسیار ناچیز و قابل اغماض است. دو نقطه X و Y به ثانویه ترانس فشار قوی و دو نقطه D و A به ترتیب به آند و کاتد تیوب مولد اشعه متصل گردیده‌اند.



شکل ۲۱-۲. مدار یکسو کننده تمام موج تکفاز



شکل ۲۲-۲. mA و KV در ژنراتورهای تکفاز تمام موج
الف. شکل موج mA ب. شکل موج KV (ثانویه) ج. شکل موج ولتاژ ورودی (اولیه)

چنانچه ملاحظه می‌گردد در تمامی طول یک سیکل متناوب ولتاژ ورودی، ولتاژ آند نسبت به کاتد غیر منفی است و در نتیجه عبور جریان الکتریکی از تیوب مولد اشعه، برخلاف ژنراتورهای

خود یکسوکننده، در نیم سیکل منفی ولتاژ ورودی، متوقف نمی‌گردد. بنابراین در طول هر دو نیم سیکل، تولید اشعه ادامه دارد.

الف) خصوصیات مدار تمام موج

در یک مدار تمام موج، تیوب مولد اشعه جریان را در خلال هر دو نیم سیکل متناوب عبور می‌دهد، چرا که ولتاژ متناوب ورودی، در مدار ثانویه به یک ولتاژ یک طرفه و ضربانی تبدیل می‌گردد. بنابراین در هر دو نیم سیکل شرایط کار مدار مشابه بوده و عبور جریان الکتریکی در داخل تیوب متوقف نمی‌گردد. در این نوع ژنراتور مشکل پیک ولتاژ برعکس وجود ندارد و در هر دو نیم سیکل تولید اشعه در شرایط یکسان صورت می‌پذیرد. KVP در هر دو نیم سیکل مساوی بوده و جریان عبوری از تیوب نیز در هر دو نیم سیکل کاملاً مشابه یکدیگرند. KV اعمال شده به تیوب در هر دو نیم سیکل برابر است با KV تولید شده توسط ترانس فشار قوی منهای افت ولتاژ دو دیود (چند KV). بنابراین میانگین شدت جریان عبوری از تیوب مولد اشعه در مقایسه با مدار نیم موج بسیار بالاتر است (حدود دو برابر). گفتیم که در مدار نیم موج (خود یکسوکننده)، مقدار میانگین جریان الکتریکی یک سوم مقدار ماکزیمم است. بنابراین در مدار تمام موج این نسبت به حدود دو سوم افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر مقدار حداکثر جریان الکتریکی در مدار نیم موج حدود ۳ برابر و در مدار تمام موج ۱/۵ برابر مقدار میانگین (جریان اندازه‌گیری شده توسط میلی آمپر متر) است.

ب) کوتاهترین زمان اکسپوز

مدارات تایمر و قطع و وصل (*Switching*) در قسمت‌های بعدی مورد بحث قرار خواهند گرفت. در این مرحله کافی است بدانیم که تایمرها در ژنراتورهای تک فاز اشعه ایکس براساس زمان یک نیم سیکل از ولتاژ ac می‌توانند زمان را بشمارند. به عبارت دیگر کوتاهترین زمان قابل اندازه‌گیری برای اینگونه تایمرها نیم سیکل برق منبع تغذیه است. می‌دانیم که فرکانس برق شهر ایران ۵۰ سیکل در ثانیه است. پس در هر ثانیه ۵۰ سیکل کامل طی می‌شود. زمان هر سیکل کامل برق شهر ۲۰ میلی ثانیه می‌باشد. پس زمان یک نیم سیکل ۱۰ میلی ثانیه خواهد بود. بنابراین در مورد ژنراتورهای تک فاز تمام موج کوتاهترین زمان اکسپوز ۰/۰۱ ثانیه می‌باشد (۰/۰۱، ۰/۰۲، ۰/۰۳، ...). در حالی که در مورد ژنراتورهای خود یکسوکننده حداقل زمان اکسپوز ۰/۰۲ ثانیه و یا ۲۰ میلی ثانیه می‌باشد (۰/۰۲، ۰/۰۴، ۰/۰۶، ...). منظور از زمان اکسپوز، مدت زمانی است که تیوب اشعه مفید تولید می‌کند. اشعه مفید در رادیوگرافی تشخیصی آن بخش از اشعه است که به فیلم

می‌رسد و بر روی آن تأثیر مفیدتصویری باقی می‌گذارد. کیلو ولت‌های کمتر از ۴۰ غالباً قادر به اثرگذاری مفید بر روی فیلم نیستند (به جز در موارد خاص مانند ماموگرافی). این بخش از اشعه ایکس توسط اثر فیلتری تیوب، فیلترهای آلومینیومی درپچه‌خروجی، بدن بیمار و سایر ادوات سر راه اشعه، جذب شده و فاقد هر گونه اثر مفید بر روی فیلم می‌باشد (اشعه نرم). در یک نیم سیکل کامل از ولتاژ ورودی (۱۰ میلی ثانیه)، کیلو ولت، دو بار صفر و یک بار ماکزیمم می‌شود. دربخش قابل توجهی از این زمان، کیلو ولت کمتر از ۴۰ است و تنها در حول و حوش نقطه ماکزیمم است که اشعه مفید وجود دارد. در حقیقت زمان مؤثر اکسپوز بسیار کمتر از زمان اعمال کیلو ولت به تیوب می‌باشد (حدود یک سوم). اگرچه رادیوگرافرها از این موضوع عموماً بی‌اطلاع هستند و طبق عادت زمان مفید را با کل زمان اکسپوز برابر می‌دانند، ولی تفاوت این دو مفهوم در آنالیز ژنراتورهای مولد اشعه ایکس حائز اهمیت بسیار است.

(ج) مقایسه کاربردی ژنراتورهای تک فاز

(A) مزایای ژنراتورهای تمام موج (در مقایسه با ژنراتورهای خود یکسوکننده):

- ۱- این نوع ژنراتورها می‌توانند تیوب مولد اشعه را با ریتینگ بالاتری به کار اندازند.
- ۲- این نوع ژنراتورها با میلی آمپر بالاتری قادر به کار هستند و در نتیجه از توان خروجی بیشتری برخوردارند.
- ۳- حداقل زمان اکسپوز قابل حصول کمتر است.

(B) عدم مزیت‌ها (در مقایسه با ژنراتورهای خود یکسوکننده):

- ۱- پیچیده‌تر هستند.
- ۲- سنگین‌تر و بزرگ‌تر هستند.
- ۳- به طور نسبی گران‌تر هستند.

(C) کاربرد:

برخی از سیستم‌های موبایل رادیوگرافی با استفاده از ژنراتورهای تک فاز تمام موج به صورت مونوبلاک ساخته می‌شوند و به این ترتیب با حذف کابل‌های فشار قوی تاحدودی در حجم و وزن دستگاه صرفه‌جویی به عمل می‌آید. ولی هنوز در مقایسه با سیستم‌هایی که از ژنراتور خود یکسوکننده استفاده می‌کنند سنگین‌تر، حجیم‌تر و پیچیده‌تر هستند. دستگاههای رادیوگرافی مجهز به

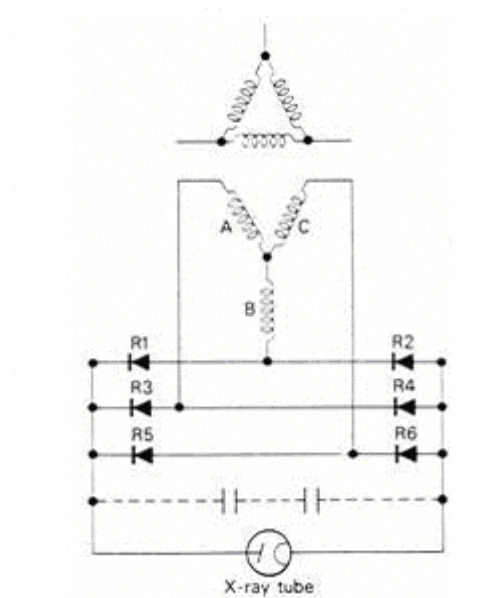
ژنراتور تک فاز تمام موج به صورت سیستم‌های ثابت تا ۵۰۰ میلی آمپر با حداکثر کیلوولت ۱۲۵ یا ۱۵۰، در بخش‌های رادیولوژی اکثر مراکز درمانی ایران به چشم‌می‌خورند و درصد بزرگی از دستگاه‌های موجود را شامل می‌شوند. این گونه دستگاه‌ها برای کاربردهای رادیوگرافی و فلوروسکپی عمومی به شکل مطلوبی پاسخ‌گوی نیاز رادیوگرافرها می‌باشند. اما در مواردی که سریال رادیوگرافی سریع مورد نیاز است (آنژیوگرافی)، و نیز در مواردی که حداقل زمان اکسپوز زیر ۱۰ میلی ثانیه مورد نظر است و بالاخره آنجا که ژنراتورهای با توان بالا (کیلو وات بالاتر از ۸۰) راه‌گشا هستند، ژنراتورهای تک‌فاز تمام موج نمی‌توانند پاسخگو بوده و سازندگان برای اینگونه مصارف انواع دیگر ژنراتورها را به بازار عرضه نموده‌اند که در بخش‌های آتی به آنها خواهیم پرداخت.

۴-۲-۲ ژنراتورهای سه فاز تمام موج

می‌دانیم تولید انرژی الکتریکی در نیروگاه‌ها عموماً به صورت سه فاز انجام می‌گیرد و خطوط انتقال نیرو دارای ۴ رشته سیم هستند (هر فاز یک رشته سیم و رشته چهارم نیز سیم نول یا خنثی می‌باشد). مصرف‌کننده‌های تک فاز یا به یک فاز و نول وصل می‌شوند (۲۲۰ ولت) و یا به دو فاز متصل می‌گردند (۳۸۰ ولت). ژنراتورهای مورد بحث تاکنون تک فاز بوده‌اند و بنابراین برای تغذیه آنها تنها دو رشته کابل ارتباطی مورد نیاز است. باید توجه داشت که به دلیل نوسان ولتاژ خط نول (از بالانس خارج شدن مصرف‌کننده‌ها)، سیستم‌های رادیوگرافی تک فاز ۲۲۰ ولتی در اکثر مناطق ایران دچار نوسانات شدید منبع تغذیه هستند و این نقیصه می‌تواند سبب بروز اشکالات متنوع گردد. با استفاده از یک ترانس کاهنده (۳۸۰ ولت به ۲۲۰ ولت) می‌توان این گونه ژنراتورها را به تک فاز ۳۸۰ ولتی تبدیل نمود. **کاهش آمپراژ مصرفی و ثبات بیشتر ولتاژ**، دو مزیت قابل توجه است که با این تغییر ساده به دست می‌آید.

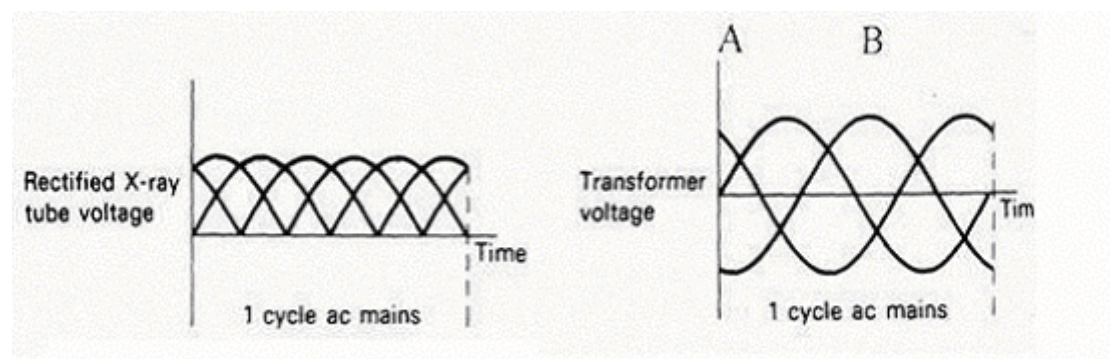
برای دستیابی به کیفیت بهتر اشعه تولید شده، توان خروجی بالاتر و بالاخره زمان اکسپوز کوتاه‌تر، ژنراتورهای سه فاز طراحی و ساخته شده‌اند. در این نوع ژنراتورها از هر سه فاز برق شهر استفاده می‌شود و ترانس افزاینده فشار قوی از نوع سه فاز است. سیم‌پیچ اولیه به صورت مثلث و سیم‌پیچ ثانویه به صورت ستاره آرایش داده شده‌اند. ۶ دسته یکسوکننده (دیود فشار قوی)، در این مدار جهت یکسوسازی سه فاز به کار رفته‌اند. هر یک از سیم‌پیچ‌های اولیه، ولتاژ را از یک فاز ولتاژ ورودی دریافت می‌دارند. بنابراین شکل موج ولتاژ ورودی از نوع سینوسی با مقدار مؤثر ۳۸۰ ولت می‌باشد. شکل موج سه فاز A ، B و C در شکل الف و پس از یکسوسازی سه فاز در شکل ب نشان داده شده‌اند. البته باید توجه داشت که در عمل شکل موج حاصل کاملاً متقارن و بدون

اعوجاج نبوده و متناسب با خصوصیات مداری ژنراتورهای مختلف، کم و بیش دچار اعوجاج می‌گردد.



شکل ۲۳-۲. ترانسفورماتور فشار قوی سه فاز

این ولتاژ ۶ بار در هر ۲۰ میلی ثانیه (یک سیکل برق شهر) به حداکثر و ۶ بار به حداقل مقدار خود می‌رسد (ژنراتورهای ۶ پالس). ولی هیچگاه کمتر از ۸۰ درصد ولتاژ حداکثر نمی‌شود. به عبارت دیگر ۲۰ درصد ریپل برای این گونه ژنراتورها قابل پیش‌بینی است. با تمهیداتی می‌توان در عمل میزان ریپل KV را کاهش داد. استفاده از خازن‌های صافی فشار قوی می‌تواند در کاهش میان ریپل مؤثر باشد.



شکل ۲۴-۲. موج ورودی و خروجی در ژنراتورهای سه فاز
الف. شکل موج ولتاژ ورودی (اولیه) ب. شکل موج ولتاژ خروجی (ثانویه)

یکی دیگر از راه‌های کاهش رپیل در **ژنراتورهای ۶ پالس** استفاده از دو سیم‌پیچ سه فاز مجزا جهت مدارثانویه است. هر یک از این سیم‌پیچ‌ها دارای ۶ دسته یکسوککننده مربوط به خود است و در مجموع تعداد یکسوککننده‌ها به ۱۲ مجموعه (بلاک) می‌رسد.

سیم‌پیچ اولیه به صورت مثلث و سیم‌پیچ‌های ثانویه به صورت ستاره بسته شده‌اند. این نوع آرایش به «آرایش ۶ پالس مثلث، ستاره، ستاره» با ۱۲ یکسوککننده معروف است.

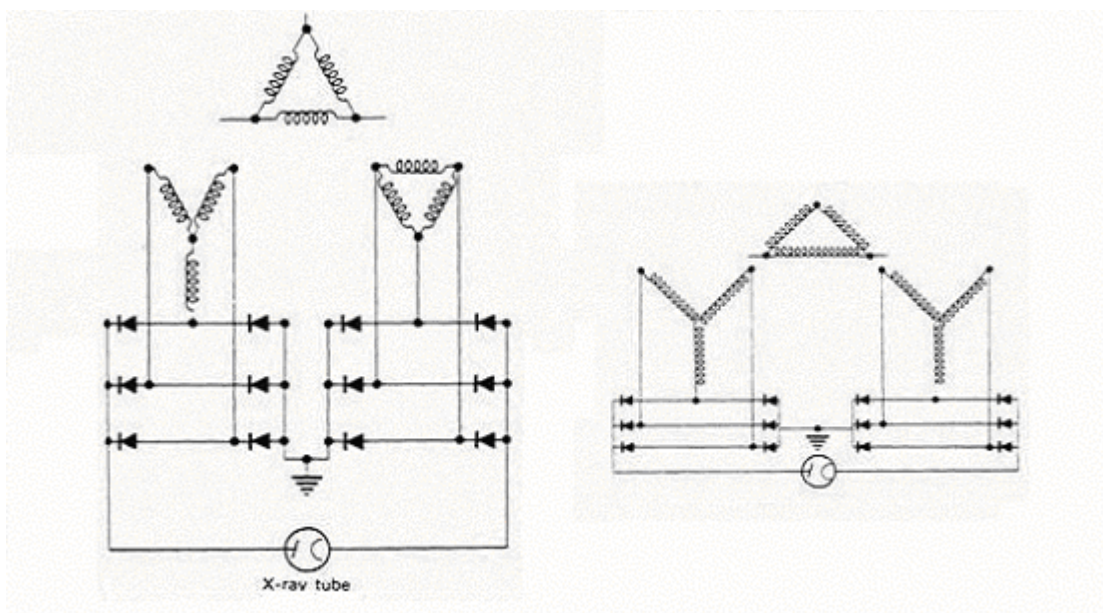
در تئوری رپیل، سیستم‌های سه فاز ۶ پالس حدود ۱۳/۵ درصد محاسبه می‌شود و در عمل استفاده از آرایش فوق می‌تواند رپیل را به این میزان نزدیک کند.

دسته دیگری از ژنراتورهای سه فاز که به ژنراتورهای ۱۲ پالس معروفند مانند ژنراتورهای ۶ پالس به ۱۲ یکسوککننده مجهز می‌شوند، با این تفاوت که دو سیم‌پیچ ثانویه یکی با آرایش مثلث و دیگری با آرایش ستاره است (شکل ۲۵-۲ ب).

شکل موج KV در شکل نشان داده شده است. همان طور که ملاحظه می‌شود در هر سیکل (۲۰ میلی ثانیه)، کیلوولت ۱۲ بار به حداکثر و ۱۲ بار به حداقل مقدار خود می‌رسد و به همین دلیل این گونه ژنراتورها به ژنراتورهای ۱۲ پالس موسومند.

در این نوع ژنراتورها رپیل به میزان قابل توجهی کاهش می‌یابد. از نظر تئوری این مقدار حدود ۳/۵ درصد است.

در عمل با استفاده از تمهیداتی مانند استفاده از خازن‌های صافی فشار قوی، رپیل را می‌توان به حدود ۳/۵ درصد و حتی قدری پایین‌تر رساند. به این ترتیب در این نوع ژنراتورها KV از ثبات بیشتری برخوردار است.

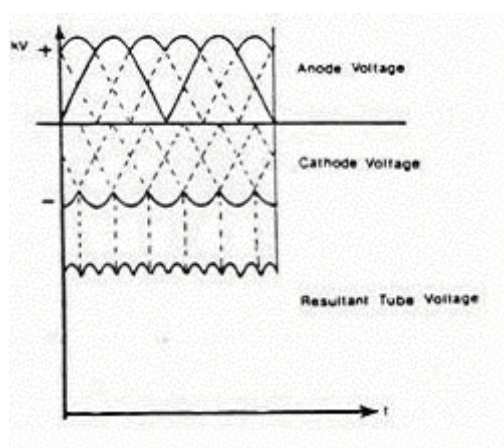


شکل ۲۵-۲. الف. ترانس سه فاز ۶ پالس ب. ترانس سه فاز ۱۲ پالس

یک بار دیگر ژنراتورهایی را که تاکنون مطالعه کرده‌ایم مرور می‌کنیم:

در هر سیکل برق شهر (۲۰ میلی ثانیه)، ژنراتورهای نیم موج (خود یکسوکننده) دارای یک‌ماکزیمم (یک‌پالس)، ژنراتورهای یکسو شده تمام موج دارای دو ماکزیمم (دو پالس)، ژنراتورهای سه فاز با ۶ دسته یکسوکننده دارای ۶ ماکزیمم (۶ پالس) و بالاخره ژنراتورهای سه فاز با ۱۲ دسته یکسوکننده دارای ۶ ماکزیمم (۶ پالس) و یا ۱۲ ماکزیمم (۱۲ پالس) هستند.

بین رادیوگرافرها و متخصصین فنی، این نوع دستگاهها به اختصار به ژنراتورهای تک پالس، دو پالس، ۶ پالس و ۱۲ پالس معروفند. ما نیز در این بخش از این واژه‌ها استفاده می‌کنیم.



شکل ۲۶-۲. شکل موج kv در ژنراتورهای ۱۲ پالس

شدت جریان عبوری از تیوب در یک ژنراتور سه فاز از شکل موج KV تبعیت می‌کند. به بیان دیگر میلی آمپر عبوری از تیوب نیز مانند KV اعمال شده، دارای چند نقطه حداکثر و حداقل می‌باشد. می‌دانیم که آمپر متر، میانگین شدت جریان را نشان می‌دهد که طبیعتاً مقدار حداکثر آن در ژنراتورهای سه فاز نسبت به ژنراتورهای تک فاز بسیار کاهش یافته است. گفتیم که در ژنراتورهای نیم موج مقدار حداکثر سه برابر مقدار میانگین شدت جریان، و در ژنراتورهای تمام موج $1/5$ برابر است. در ژنراتورهای سه فاز ۶ پالس این اختلاف بسیار کاهش یافته است و میانگین شدت جریان عبوری از تیوب بیش از ۹۰ درصد مقدار حداکثر است. در ژنراتورهای سه فاز ۱۲ پالس این اختلاف باز هم کمتر شده و مقدار میانگین می‌تواند تا حدود ۹۸ درصد مقدار حداکثر افزایش یابد. می‌توان گفت: هرچه ریپل کیلو ولت کاهش یابد، میانگین شدت جریان عبوری از تیوب به میزان حداکثر آن نزدیک‌تر می‌شود. از طرف دیگر می‌دانیم که پهنای باند فرکانسی اشعه تولید شده تابعی از کیلو ولت اعمال شده به تیوب است. در ژنراتورهای تک فاز که کیلو ولت از صفر تا یک

مقدار ماکزیمم KVP تغییر می‌کند، طیف فرکانس اشعه تولید شده بسیار وسیع است. به عبارت دیگر اشعه حاصل دارای فرکانس‌های مختلف است. هر چه ریپل کاهش یابد طیف‌اشعه حاصل نیز باریک‌تر می‌شود تا جایی که در ژنراتورهای **ولتاژ ثابت** که کیلوولت در تمام طول زمان اکسپوز ثابت و بدون تغییر باقی می‌ماند، اشعه حاصل بهترین کیفیت را از این نقطه نظر داراست. این خصوصیت از طرفی به معنی مساوی بودن «زمان اکسپوز» با «زمان تابش مؤثر» اشعه، و از طرف دیگر به معنی راندمان مطلوب‌تر نیز می‌باشد.

الف) ریتینگ تیوب در ژنراتورهای سه فاز

در اینجا چند مورد کلی جهت مقایسه ریتینگ تیوب در ژنراتورهای تک فاز و سه فاز را به اختصار برخواهیم شمرد:

۱- در اکسپوزهای کوتاه (زمان کمتر از ۰/۵ ثانیه) ریتینگ تیوب در ژنراتورهای سه فاز بیشتر از آن در ژنراتورهای تک فاز است.

۲- در اکسپوزهای بلند (زمان بیشتر از ۰/۵ ثانیه) ریتینگ تیوب در ژنراتورهای سه فاز کمتر از آن در ژنراتورهای تک فاز است.

۳- در زمان ۰/۵ ثانیه ریتینگ تیوب در هر دو نوع ژنراتور مساوی است.

برای شرایط مساوی KV و mA توان مؤثر برای ژنراتورهای سه فاز به مراتب بیشتر از توان مؤثر برای ژنراتورهای تک فاز است و به همین دلیل حرارت ایجاد شده در مجموع بیشتر خواهد بود و این به معنی ریتینگ پایین‌تر تیوب در ژنراتورهای سه فاز برای زمان‌های بلند است.

بررسی منحنی ریتینگ تیوب‌ها نشان می‌دهد که در زمان ۰/۵ ثانیه برای هر دو ژنراتور یک عدد به دست می‌آید و بنابراین زمان ۰/۵ ثانیه را می‌توان نقطه‌ای فرض نمود که در آن برای تیوب، ژنراتور سه فاز و تک فاز مانند هم هستند و گرمای ایجاد شده در آن‌د که ترکیبی از موارد ۱ و ۲ می‌باشد با هم مساوی می‌باشد.

ب) کوتاهترین زمان اکسپوز در ژنراتورهای سه فاز

گفتیم که در ژنراتورهای سه فاز ۶ پالس در هر سیکل کامل برق شهر (۲۰ میلی ثانیه) ۶ نقطه ماکزیمم وجود دارد. به عبارت دیگر در هر ثانیه ۳۰۰ پالس تکرار خواهد شد. بنابراین فاصله زمان بین هر دو پالس ۱۳۰۰ ثانیه و یا تقریباً ۳ میلی ثانیه خواهد بود. این کوتاهترین زمانی است که با استفاده از تایمرهای معمولی (تایمرهای سنکرون) می‌توان به دست آورد و در موارد ژنراتورهای ۱۲ پالس این زمان به حدود ۱ میلی ثانیه کاهش می‌یابد که با استفاده از تایمرهای خاص

الکترونیکی این زمان می‌تواند تا حدود ۰/۵ میلی ثانیه کاهش پیدا کند. البته باید توجه داشت که زمان‌های بسیار کوتاه (کمتر از ۱ میلی ثانیه) در رادیوگرافی به ندرت مورد استفاده قرار می‌گیرند.

ج) مزایا و موارد استفاده ژنراتورهای سه فاز

ژنراتورهای سه فاز در مقایسه با ژنراتورهای تک فاز گرانتر، پیچیده‌تر و حجیم‌تر می‌باشند که این دور از انتظار نیست. از طرف دیگر مزایا و تسهیلاتی که این گونه ژنراتورها دارا می‌باشند همواره تقاضای بالایی را برای تولید آنها به همراه داشته است. مزایای این گونه ژنراتورها را به صورت زیر می‌توان خلاصه نمود:

۱- از آنجا که بار الکتریکی در هنگام اکسپوز بین سه فاز برق شهر به طور یکسان تقسیم می‌شود، منبع تغذیه از بالانس خارج نمی‌شود و علاوه بر امکان تأمین توان بالاتر، ثبات تغذیه را نیز دچار اختلال نمی‌نماید. بنابراین این گونه ژنراتورها قادر به تأمین میلی آمپرهای بسیار بالا تا ۱۲۵۰ میلی آمپر می‌باشند. طبیعی است که تیوب مولد اشعه همراه با این نوع ژنراتورها می‌بایست از ریتینگ مناسبی برخوردار باشد.

۲- حجم اشعه ایکس مفید تولید شده با این نوع ژنراتورها در مقایسه با ژنراتورهای تک فاز بسیار بالاتر بوده و به همین دلیل می‌توان از زمان اکسپوز کوتاه‌تر استفاده نمود و کیفیت مطلوب‌تری را به دست آورد. به عنوان مثال اگر برای مورد خاصی ۱۰۰ میلی آمپر، ۸۰ کیلو ولت و ۰/۴ ثانیه شرایط لازم است تا با یک دستگاه تک فاز (بامیلی آمپر و کیلو ولت ثابت) کلیشه رادیوگرافی مطلوبی به دست آورد، این شرایط برای یک دستگاه سه فاز می‌تواند ۱۰۰ میلی آمپر، ۸۰ کیلو ولت و ۰/۲۵ ثانیه باشد. یا همان شرایط ۱۰۰ میلی آمپر، ۸۰ کیلو ولت و ۰/۴ ثانیه را استفاده کرد ولی با افزایش فاصله تیوب از بیمار، **عدم وضوح هندسی** را کاهش داد (مورد جمجمه و Pelvimetry).

۳- با استفاده از **تایمرهای سنکرون** کوتاهترین زمان اکسپوز قابل حصول با ژنراتورهای سه فاز بسیار کمتر از ژنراتورهای تک فاز می‌باشد.

۴- از آنجا که اشعه تولید شده توسط ژنراتورهای سه فاز فاقد طیف کم اثر و یا بی اثر با فرکانس پایین است، قاعدتاً می‌بایست کیفیت کلیشه حاصل از سیستم‌های سه فاز بسیار بهتر از ژنراتورهای تک فاز باشد. خصوصاً در مواردی مانند ماموگرافی که اشعه نرم با طیف فرکانسی باریک مورد نیاز است، استفاده از دستگاههای تک فاز غیر عملی است، در حالی که ژنراتورهای سه فاز به راحتی قادر به تولید اشعه مناسب برای این گونه کاربردها نیز می‌باشند.

موارد استفاده ژنراتورهای سه فاز را به طور کلی می‌توان به سه دسته زیر تقسیم‌بندی نمود:

۱ - توان خروجی بین ۵۰ تا ۷۰ کیلووات: ژنراتورهای سه فاز ۶ پالس با میلی آمپر حدود ۸۰۰ در این طبقه بندی قرار می گیرند. حداقل زمان اکسپوز، اغلب ۰/۰۱ ثانیه و بعضاً ۳ میلی ثانیه می باشد. حداکثر سرعت اکسپوز (در سریال گرافی)، حدود ۸ اکسپوز در ثانیه است و عموماً این سرعت از حدود ۲ تا ۴ اکسپوز در ثانیه تجاوز نمی کند. این نوع ژنراتورها برای کاربردهای رادیوگرافی عمومی با توان بالا و نیز برخی موارد آنژیوگرافی نه چندان سریع مورد استفاده قرار می گیرند.

۲ - توان خروجی ۷۰ تا ۱۰۰ یا ۱۲۵ کیلووات: این دسته از ژنراتورها ۱۲ پالس با میلی آمپر خروجی ۱۰۰۰ یا ۱۲۰۰ میلی آمپری می باشند. حداکثر سرعت اکسپوز برای اینگونه ژنراتورها ۸ تا ۲۰ اکسپوز در ثانیه و حداقل زمان اکسپوز ۱ میلی ثانیه می باشد. سرعت متوسط اینگونه ژنراتورها در سریال گرافی، آنها را برای کاربردهای آنژیوگرافی محیطی، سر و شکم مناسب نموده است ولی کاربردهای *Cardiovascular* و **سینه گرافی** با این گونه ژنراتورها نیاز به تمهیدات خاص دارد.

۳ - توان خروجی ۱۳۰ تا ۲۰۰ کیلووات: قوی ترین نوع ژنراتورهای سه فاز جزء این دسته قرار می گیرند. میلی آمپر ۱۲۰۰ و حداکثر سرعت اکسپوز حدود ۸۰ اکسپوز در ثانیه با حداقل زمان ۰/۰۰۱ یا کمتر از مشخصات آنها محسوب می گردند. این گونه ژنراتورها عموماً برای آنژیوگرافی با تکنیک **پالس سینه گرافی** مورد استفاده قرار می گیرند. از موارد استفاده آنان به طور عمده آنژیوگرافی با سرعت بالا را می توان نام برد.

۵-۲-۲ ژنراتورهای ولتاژ ثابت

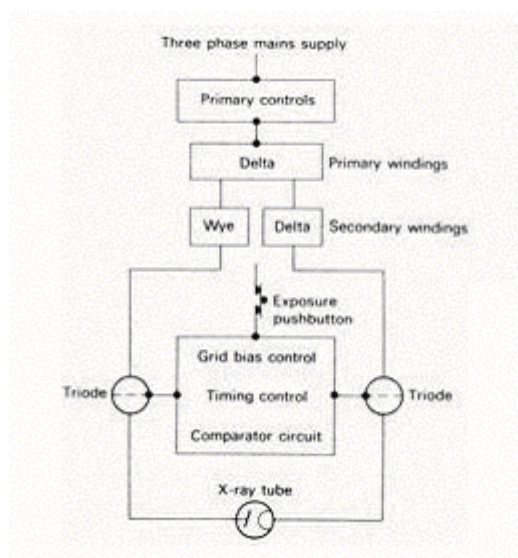
ژنراتورهایی که می توانند تیوب مولد اشعه را با ولتاژ ثابت (بدون هیچگونه ریپل) تغذیه نمایند، به ژنراتورهای ولتاژ ثابت معروفند. اگر منحنی KV را برحسب زمان رسم نماییم، به صورت یک خط افقی خواهد بود (شکل ۲۸-۲).

اینگونه ژنراتورها از لامپ های سه قطبی *Triode* و یا چهار قطبی *Tetrode* در مدار ثانویه $H.T$ استفاده می کنند. دو عدد لامپ یکی در مدار کاتد و دیگری در مدار آند قرار گرفته اند. (شکل ۲۷-۲).

لامپ های به کار رفته در مدار ثانویه فشار قوی دو عمل کاملاً متفاوت انجام می دهند:

۱- به عنوان کلید قطع و وصل فشار قوی عمل می کنند و توسط فرمان هندسویچ و کنترل های لازم، KV را به تیوب مولد اشعه وصل می کنند و پس از خاتمه زمان اکسپوز، KV را از مدار تیوب مولد اشعه قطع می کنند.

۲- میزان KV اعمال شده به تیوب مولد اشعه را تنظیم و ثابت نگه می‌دارند. لامپ‌های سه قطبی *Triode* دارای سه الکتروود در درون یک محفظه خلاء می‌باشند. این الکتروودها شامل: (i) کاتد که دارای فیلامان گرم است (ii) آند که به صورت استوانه فلزی است و نسبت به کاتد در پتانسیل مثبت قرار دارد و می‌تواند با سهولت الکترون‌ها را جذب کند (iii) شبکه سیمی به نام گرید کنترل‌کننده که کاتد را دربرگرفته و به آن نزدیک‌تر است تا به آند.



شکل ۲۷-۲. لامپهای تریود در مدار خارجی ترانس فشار قوی

ولتاژ الکتروود سوم است که عملکرد لامپ را تعیین می‌کند. اگر ولتاژ روی گرید کمی منفی باشد، به عنوان سدی در مقابل عبور الکترون‌ها و جذب آنها توسط آند عمل می‌کند. هر چه این ولتاژ منفی افزایش پیدا کند، تعداد کمتری الکترون می‌توانند خود را به آند برسانند و بالاخره اگر این ولتاژ منفی به اندازه کافی بزرگ باشد، به طور کلی عبور الکترون‌ها را متوقف نموده و لامپ به صورت یک **کلید قطع** عمل می‌کند. با کاهش ولتاژ منفی روی گرید می‌توان بسیار سریع از حالت قطع به **حالت وصل** تغییر وضعیت داد و از آنجا که هیچ عملکرد مکانیکی در این میان وجود ندارد، سرعت این تغییر بسیار زیاد است، کاهش ولتاژ منفی گرید، سبب عبور تعداد بیشتری الکترون و جذب آنان توسط آند می‌شود و به این ترتیب عبور جریان الکتریکی افزایش می‌یابد. به این ترتیب تریود نه تنها به عنوان یک کلید قطع و وصل عمل می‌کند، بلکه می‌تواند عبور جریان الکتریکی را نیز متناسب با ولتاژ منفی گرید کنترل نماید. در این حالت تریود مانند یک **امپدانس متغیر** عمل می‌کند. افت ولتاژ روی این قطعه می‌تواند از چندولت تا چند کیلو ولت متغیر باشد و در دستگاههای رادیولوژی حداکثر تا حدود ۲۰ کیلو ولت است. از همین خاصیت در ژنراتورهای

اشعه ایکس جهت تنظیم کیلو ولت اعمال شده به تیوب استفاده می شود و از این نقطه نظر لامپ تریود یک رگولاتور ولتاژ فشار قوی محسوب می گردد. در شکل ۲۹ - ۲ یک ژنراتور نمونه ولتاژ ثابت که در آن از لامپ های تریود جهت قطع و وصل و نیز رگولاسیون KV خروجی استفاده شده، نمایش داده شده است. ژنراتور از نوع سه فاز ۱۲ پالس است که در مدار ثانویه آن دو لامپ تریود یکی در نیمه مثبت ولتاژ (مدار آند) و دیگری در نیمه منفی ولتاژ (مدار ولتاژ) کار گذاشته شده اند. **مدار کنترل ولتاژ گرید** از KV اعمال شده به تیوب نمونه برداری می کند و از طریق کنترل ولتاژ گرید هر گونه نوسان در میزان KV را تصحیح می کند. در نتیجه KV اعمال شده به تیوب در تمام مدت اکسپوز ثابت و بدون تغییر باقی می ماند. مداری که از خروجی نمونه برداری نموده و میزان KV خروجی را با مقدار تنظیم شده توسط اپراتور، مقایسه نموده و مدارات کنترل را جهت تثبیت ولتاژ خروجی فرمان می دهد به **مدارات مقایسه کننده** موسوم است. هم چنانکه در شکل مشخص شده است، سه قسمت اصلی بر روی ولتاژ گرید اثر می گذارند. مدارات کنترل کننده ولتاژ گرید، مدارات تایمر و مدارات مقایسه کننده این سه قسمت را تشکیل می دهند.

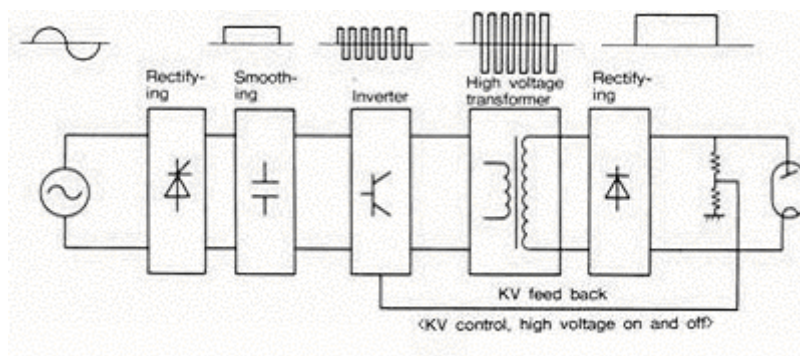
ژنراتورهای ولتاژ ثابت دارای توان خروجی بسیار بالا بین ۱۳۰ تا ۱۵۰ کیلو وات با حداکثر جریان خروجی ۱۲۰۰ میلی آمپر و کیلو ولت ۱۵۰۰ می باشند. حداقل زمان قابل حصول توسط اینگونه ژنراتورها حدود ۱ میلی ثانیه و یا حتی کمتر و سرعت ژنراتور در سریال گرافی بیش از ۸۰ اکسپوز در ثانیه می باشد.

اینگونه ژنراتورها عموماً در آنژیوگرافی های مجهز به سینه گرافی و در دستگاه های سی. تی. اسکن استفاده می شوند. ثبات KV و در نتیجه کیفیت بسیار مطلوب اشعه ایکس حاصله، سرعت بسیار زیاد و توان خروجی بالا از خصوصیات عمومی اینگونه ژنراتورها محسوب می شوند.

۲-۶ ژنراتورهای فرکانس بالا

از اوایل دهه ۸۰ میلادی اینگونه ژنراتورها که به جای استفاده از فرکانس ۵۰ و یا ۶۰ سیکل برق شهر، از فرکانس های بالاتر استفاده می کنند ($8KHZ, 16KHZ, 50KHZ$...) به بازار آمدند. تولید ژنراتورهای مولد اشعه ایکس فرکانس بالا مستلزم استفاده از هسته هایی خاص برای سیم پیچی ترانس فشار قوی می باشد. این هسته ها به **هسته های هدایت شده** معروفند. از مزایای اینگونه ژنراتورها کاهش وزن و حجم به میزان قابل توجه است به طوری که می توان تیوب و ژنراتور را در یک محفظه قرار داد و کابل های فشار قوی ارتباطی را حذف نمود. در اصطلاح فنی اینگونه ژنراتورها به **مونوبلاک** معروفند. همان طور که در بخش اول گفته شد، با استفاده از اینورتور می توان ولتاژ DC را به ولتاژ متناوب با فرکانس دلخواه تبدیل نمود. در ژنراتورهای

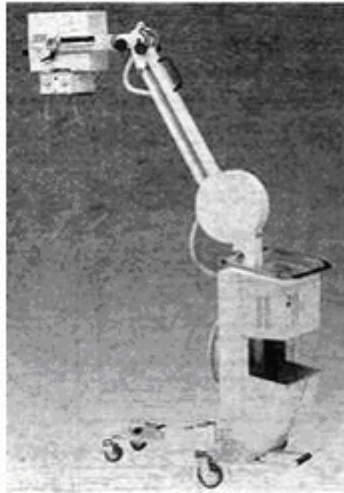
فرکانس بالا عموماً از این تکنیک استفاده به عمل می‌آید و به همین دلیل هم آنها را *ژنراتورهای نوع اینورتوری* هم می‌نامند.



شکل ۲۸-۲. مدار شماتیک ژنراتورهای فرکانس بالا

با استفاده از اینگونه ژنراتورها محدودیت تعداد پالس در یک سیکل برق شهر (۱، ۲، ۶، ۱۲) برداشته شده و مطابق با فرکانس تولید شده توسط مدارات کنترل، تعداد پالس می‌تواند متغیر باشد. مثلاً یک ژنراتور 1 KHZ دارای ۱۰۰۰ پالس در هر ثانیه و یا ۴۰ پالس در هر سیکل برق شهر خواهد بود و برای یک ژنراتور 8 KHZ این تعداد به ۳۲۰ پالس در هر سیکل برق شهر افزایش می‌یابد. مدار شماتیک یک ژنراتور فرکانس بالا در شکل نشان داده شده است.

شکل KV اعمال شده به تیوب مولد اشعه دارای مقدار کمی ریپل می‌باشد (بین ۱ تا ۲ درصد) و بنابراین میانگین KV بسیار نزدیک به مقدار ماکزیمم است (حدود ۹۸ تا ۹۹ درصد). کیفیت اشعه X حاصل از این نوع ژنراتورها حتی بهتر از ژنراتورهای سه فاز است. به عبارت دیگر ریپل KV در مقایسه با ژنراتورهای سه فاز کمتر و طیف فرکانسی اشعه X باریکتر است. حداقل زمان قابل حصول با این گونه ژنراتورها ۱ میلی ثانیه و یا کمتر است.



شکل ۲۹-۲. یک دستگاه رادیوگرافی فرکانس بالا

کاربرد ژنراتورهای فرکانس بالا

این گونه ژنراتورها به علت حجم کم و سبکی برای سیستم‌های متحرک مانند رادیوگرافی موبایل و تلویزیون‌های اتاق عمل (C-Arm) مناسب‌ترین ژنراتور به حساب می‌آیند. تلویزیون اتاق عمل به علت نیاز به تصویر با **قدرت تفکیک بالا**، می‌بایست از ژنراتور با کیفیت خوب و **تیوب با فوکوس کوچک** استفاده نماید و در عین حال به دلیل نیاز به تحرک می‌بایست از وزن و حجم کم برخوردار باشد. ژنراتور فرکانس بالا علاوه بر تأمین نیازهای فوق به دلیل حذف کابل‌های ارتباطی فشار قوی، امنیت بیشتری را برای بیماران و اپراتور دستگاه تأمین می‌نماید.

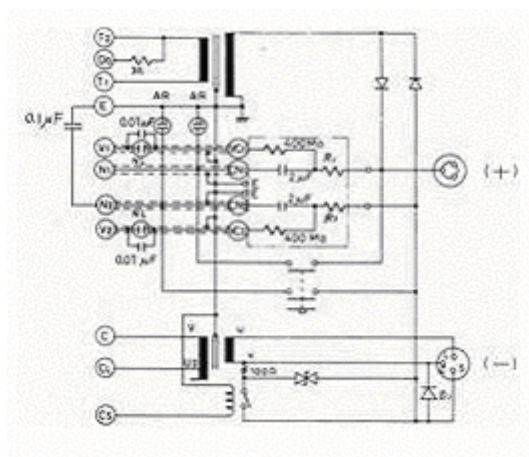
در سال‌های اخیر، دستگاه‌های **رادیولوژی ثابت** در ظرفیت‌های مختلف 30KW ، 80KW و 100KW باتکنیک فرکانس بالا به بازار آمده‌اند که مجهز به میکروپرسور جهت کنترل کلیه قسمت‌ها می‌باشند. پانل کنترل اینگونه دستگاه‌ها عموماً دیجیتال بوده و دامنه تنظیمات فاکتورهای رادیوگرافی (KV ، mA و زمان) بسیار وسیع می‌باشد.

دیگر کاربرد وسیع اینگونه ژنراتورها در دستگاه‌ها **موبایل باطری‌دار** است. منبع تغذیه اینگونه ژنراتورها باطری است و توسط اینورتر، ولتاژ DC باطری تبدیل به ولتاژ متناوب با فرکانس بالا می‌گردد.

۷-۲-۲ ژنراتورهای خازنی

این نوع ژنراتور انرژی مورد نیاز تیوب مولد اشعه را از یک مجموعه خازن فشار قوی تأمین می‌نماید. به عبارت دیگر قبل از اکسپوز، انرژی لازم (KV) روی خازن ذخیره شده و در حین

اکسپوز ارتباط $H.T$ با برق شهر و یا ژنراتور محلی قطع می‌شود. نوسانات برق ورودی بر روی کیفیت کار اینگونه ژنراتورها تأثیر چندانی نمی‌گذارد و به همین دلیل در مناطقی که دارای مشکلاتی از لحاظ تأمین برق مناسب می‌باشند، می‌توانند به بهترین وجه مورد استفاده قرار گیرند. ژنراتورهای خازنی از برق تک فاز تغذیه می‌شوند و قبل از اکسپوز، کیلو ولت لازم توسط شارژ یک مجموعه خازنی از طریق یک ترانسفورماتور افزایشده و یکسوکننده‌های فشار قوی متصل به آن ساخته می‌شود. مدار ساده یک ژنراتور خازنی در شکل نشان داده شده است.



شکل ۳۰-۲. مدار $H.T$ ژنراتور خازنی

برق شهر ابتدا یک ترانس افزایشده را تغذیه نموده و این ترانس از طریق یک مدار یکسوکننده فشار قوی به دو مجموعه خازن متصل شده است. این مجموعه خازن‌ها هر کدام می‌توانند به ۵۰ تا ۶۰ کیلو ولت شارژ شده و چون به صورت سری با هم قرار گرفته‌اند تا ۱۲۰ کیلو ولت امکان اکسپوز دارند.

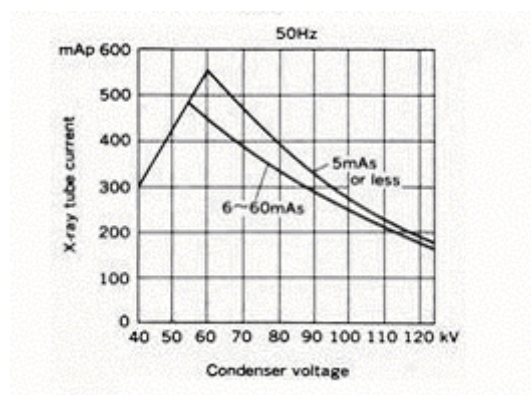
ترانس افزایشده، یکسوکننده‌ها و ترانس فیلامان به همراه خازن‌ها که به صورت جداگانه در یک مجموعه در بسته قرار دارند همگی درون تانک حاوی روغن قرار داده شده‌اند و مجموعه $H.T$ را تشکیل می‌دهند.

در دستگاه‌های رادیوگرافی موبایل خازنی از اینگونه ژنراتورها استفاده می‌شود. باید توجه داشت که در اینگونه ژنراتورها کیلو ولت انتخاب شده توسط اپراتور قبل از اکسپوز به تیوب وصل می‌شود و بنابراین قطع و وصل اشعه ایکس نمی‌تواند از طریق قطع و وصل $H.T$ صورت پذیرد. از طرف دیگر گفتیم که قطع و وصل فیلامان نیز راه صحیحی برای سوچ کردن نیست. پس راه چاره کدام است؟

استفاده از تیوب‌های مولد اشعه سه قطبی (گریدار) این مشکل را حل نموده است. این تیوب‌ها علاوه بر آند دوار و کاتد گرم، دارای الکتروود سومی به نام گرید کنترل‌کننده می‌باشند که با اعمال ولتاژ منفی بر روی آن می‌توان حرکت الکترون‌ها را (علی‌رغم حضور KV و فیلامان گرم) از کاتد به سمت آند متوقف نمود. این ولتاژ منفی بین ۱۰۰۰ تا ۲۰۰۰ ولت است و می‌تواند به راحتی از عبور الکترون‌های تولید شده توسط فیلامان به سمت آند جلوگیری به عمل آورد (قطع اکسپوز). در زمان اکسپوز یک **رله خاص** گرید را به کاتد وصل نموده و به این ترتیب ولتاژ منفی روی آن برداشته شده (سد موجود در مقابل حرکت الکترون‌ها حذف می‌شود) و جریان الکترون‌ها به سمت آند برقرار می‌گردد.

خازن فشار قوی با ظرفیت حدود ۱ میکرو فاراد و ۱۰۰ تا ۱۲۵ کیلو ولت، مجموعه حجیم و سنگینی را تشکیل می‌دهد. این مجموعه همراه با سایر تجهیزات فشار قوی (ترانس تغذیه $H.T$ ، یکسوکننده‌ها، رید رله و سایر ضوابط) دستگاه‌های رادیوگرافی موبایل خازنی را نسبت به دستگاه‌های مشابه بزرگتر و سنگین‌تر می‌نماید و معمولاً به همین دلیل حرکت آنها توسط یک سیستم موتوری تأمین می‌گردد چرا که حرکت دادن یک دستگاه ۴۰۰ کیلو گرمی با دست کار چندان ساده‌ای نیست.

mas این نوع دستگاه‌ها بسیار محدود ($60mas$) است. این محدودیت در ژنراتورهای خازنی به علت دشارژ خازن $H.T$ و کاهش KV و میلی آمپر در حین اکسپوز ناگزیر است. همان طوری که می‌دانید، زمانی که یک خازن شارژ شده شروع به تخلیه می‌نماید، میلی آمپر که در زمان $t=0$ حداکثر است (mas) به تدریج به صورت **تابع نمایی** کاهش پیدا می‌کند. (شکل ۳۱-۲)



شکل ۳۱-۲. میلی آمپر متر در ژنراتورهای خازنی

می‌بینیم که پس از سپری شدن زمان معینی، کیلو ولت و میلی آمپر چنان کاهش پیدا می‌کنند که اشعه ایکس حاصل از لحاظ تشخیصی فاقد ارزش می‌گردد. به همین دلیل است که بر روی سلکتور mAS معمولاً حداقل KV برای هر mAS توسط سازنده قید می‌گردد. به عنوان مثال برای به دست آوردن $20mAS$ حداقل کیلو ولت می‌بایست ۸۵ باشد و در صورت انتخاب KV کمتر، mAS مورد نظر قابل حصول نخواهد بود.

از آنجا که در هر اکسپوز بخشی از انرژی ذخیره شده درون خازن‌ها تخلیه می‌شود، KV در انتهای هر اکسپوز متناسب با mAS اکسپوز شده کاهش خواهد داشت. اصولاً در این نوع ژنراتورها کاهش KV به جز از طریق تابش اشعه X امکان‌پذیر نیست و به همین دلیل دیافراگم تیوب این گونه دستگاهها مجهز به یک شاترموتوری است که فقط در زمان اکسپوز باز شده و به اشعه ایکس تولید شده اجازه خروج از دریچه تیوب را می‌دهد. در زمان دشارژ (کاهش KV)، اشعه تولید شده توسط شاتر مسدود شده و از دریچه تیوب خارج نمی‌شود.

در زمان دشارژ اشعه تولید شده شبیه به فلوروسکپی در سایر دستگاههاست. به کلام دیگر کاهش KV باتخلیه آهسته خازن بر روی تیوب انجام شده و پس از سپری شدن چند ثانیه خازن کاملاً تخلیه خواهد شد ($KV = 0$).

اشعه تولید شده توسط دستگاههای رادیوگرافی خازنی (در صورت محدودیت زمان) دارای کیفیت بسیار مطلوبی است و می‌توان از این نقطه نظر آن را با دستگاههای ولتاژ ثابت مقایسه نمود. تنها تفاوت این است که ژنراتورهای ولتاژ ثابت در تمام طول اکسپوز کیلو ولت را ثابت نگاه می‌دارند، ولی در ژنراتورهای خازنی KV به تدریج در طول زمان اکسپوز کاهش پیدا می‌کند. بنابراین اکسپوزهای طولانی (mAS بیشتر از ۶۰) با دستگاههای موبایل خازنی مقدور نیست. همان طور که گفته شد کیلو ولت ذخیره شده بر روی مجموعه خازنی هم قبل از اکسپوز، هم در طول اکسپوز و هم بعد از خاتمه اکسپوز توسط کابل‌های $H.T$ به تیوب مولد اشعه متصل است. بنابراین بازدید دوره‌ای کابل‌ها و سرکابل‌ها و نیز اطمینان از سلامت مجموعه $H.T$ جهت امنیت بیمار و اپراتور حائز اهمیت بسیار است. تیوب‌های مورد استفاده در دستگاههای رادیوگرافی موبایل خازنی عموماً دارای یک فیلامان هستند و فوکوس مورد استفاده بین ۱ تا ۱/۵ میلی متر است.

امروزه دستگاههای رادیوگرافی موبایل فرکانس بالا که مجهز به کانورتور AC به DC بوده و می‌توانند با ظرفیت‌های بسیار بالا (تا ۳۰ کیلو وات) اکسپوز نمایند، به طور گسترده‌ای مورد توجه مصرف‌کنندگان قرار گرفته‌اند. با توجه به عدم محدودیت زمانی (mAS)، وزن و حجم کمتر و نیز عدم حساسیت به نوسانات برق شهر، پیش‌بینی می‌شود که به تدریج این تکنولوژی جایگزین سیستم‌های موبایل خازنی گردد و تولید دستگاههای موبایل خازنی به تدریج محدود و محدودتر گردد.

سایر ویژگیهای ژنراتور

دیگر ویژگیهای در دسترس جهت بهبود عملکرد ژنراتورهای اشعه X عبارتند از AEC رادیوگرافیک، تکنیک کاهش بار، برنامه‌ریزی آناتومیک، و کنترل اتوماتیک روشنایی در فلوئوروسکوپ.

AEC هنگام دستیابی به شدت کافی اشعه X قابل قبول، اکسپوز را متوقف می‌سازد. این ویژگی، تأمین تصاویر مناسب را امکان‌پذیر می‌سازد، بدون آنکه شانس بروز خطای انسانی و نیاز به تکرار بررسی را ایجاد نماید. ردیاب‌های AEC ، که گاهی اوقات با عنوان فتوتایمرها شناخته می‌شوند، شامل یک یا دو دکتور موجود در جلو یا پشت کاست فیلم می‌باشد. دو نوع شایع AEC مورد استفاده، عبارتند از تیوبهای تشدیدکننده ($PMTs$) و محفظه‌های یونیزاسیون.

PMT ها هنگامی که اشعه X به ماده فلوئوروسنت برخورد می‌کند، نور خارج شده را جمع‌آوری می‌کنند و شدت نور را به جریانی متناسب با شدت اشعه X برخوردکننده به ماده فلوئوروسنت تبدیل می‌نمایند. (گاهی فتودیودهای با وضعیت ثابت، به جای PMT ها، مورد استفاده قرار می‌گیرند).

محفظة‌های یونیزاسیون مورد استفاده در AEC به صورت محفظه‌های مملو از مایع دارای صفحه تخت می‌باشند. هنگامی که اشعه X از این حفره عبور می‌کند، ملکولهای گاز را یونیزه می‌نماید و موجب ایجاد جریانی متناسب با شدت اشعه برخوردکننده به محفظه می‌گردد. هر دو نوع AEC به نحوی کالیبره می‌شوند که جریان ازپیش تعیین شده، بتواند دانسیته مورد نظر فیلم را تأمین نماید. هنگامی که این سطح جریان به دست می‌آید، کلیدتوقف موجود در مدار زمان‌سنج ژنراتور، به طور اتوماتیک فعال می‌شود. یک کلید (SCR) که موجب توقف اجباری می‌گردد، امکان ایجاد مواجهه کوتاه و دارای زمان‌بندی دقیق که برای ترکیبات فیلم یا صفحه متشکل از عناصر کمیاب ضرورت دارد را فراهم می‌سازد. توقف اجباری در ژنراتورهای فرکانس بالایی که با فرکانس بیش از 50 KHz عمل می‌کنند، ضرورتی ندارد، زیرا نوسان کمتر دقت و کارایی AEC را افزایش می‌دهد.

AEC های استاندارد به منظور انتخاب KVp و mA مناسب بر روی صفحه کنترل، نیاز به یک تکنسین دارند، اما زمان اکسپوز در آنها، به طور اتوماتیک از طریق مدار AEC مشخص می‌گردد. از آنجا که انتخاب میلی‌آمپر بالایی تواند به تیوب مولد اشعه آسیب برساند، انتخاب KV و mA (بخصوص mA) می‌بایست با احتیاط کامل صورت گیرد. در بسیاری از موارد، این رویکرد، موجب ایجاد زمان بسیار طولانی و افزایش عدم وضوح ناشی از حرکت در رادیوگرافی خواهد شد.

تکنیک کاهش بار، با تغییر مدار AEC از بروز این مشکل جلوگیری به عمل می‌آورد به نحوی که تکنسین، تنها KVp لازم جهت انجام بررسی را انتخاب می‌کند. تغییرات پیچیده‌ای در مدار فیلامان ژنراتور ایجاد شده‌اند تا این امکان را فراهم سازند که اکسپوز مربوطه، با بیشترین mA مجاز به ازای KVp انتخاب شده، ایجاد گردد. هنگامی که در هنگام ایجاد mA اولیه، حداکثر گرما در تیوب مولد اشعه ایجاد می‌شود، mA به شکلی متناسب با ویژگی‌های بار گرمایی تیوب کاهش می‌یابد. تغییر در mA و KVp را تحت تأثیر قرار می‌دهد به نحوی که نوعی مکانیسم جبران ولتاژ، جهت حفظ ثبات آن، ضروری خواهد بود. این ویژگی، تا زمانی که ردیاب AEC جریان کافی جهت پرتودهی را شناسایی و آن را به‌طور اتوماتیک متوقف کند، ادامه می‌یابد.

تکنیک کاهش بار، علاوه بر استفاده در اکسپوزهای اتوماتیک، می‌تواند در اکسپوزهای استاندارد نیز مورد استفاده قرار گیرد. در چنین مواردی، تکنسین KVp و mA را از روی صفحه کنترل، تنظیم می‌کند. این بررسی همانند آنچه در اکسپوزهای کاهش بار (AEC) ذکر شد، دنبال شده تا اکسپوز هنگامی که سطح mA از پیش تعیین شده به دست آمد، متوقف گردد. فواید ژنراتورهای دارای تکنیک کاهش بار، عبارتند از کاهش زمان و کاهش عدم وضوح ناشی از حرکت. برنامه‌ریزی آناتومیک، یکی از روشهای جایگزین تکنیک کاهش بار می‌باشد که موجب کاهش تعداد فاکتورهای می‌شود که باید در هر اکسپوز، انتخاب شوند. ژنراتورهای دارای برنامه‌ریزی آناتومیک، عبارتند از مجموعه‌ای از دکمه‌های فشاری اضافی بر روی صفحه کنترل که براساس مناطق آناتومیک و جهت مربوطه مشخص شده‌اند، و به نحوی تنظیم می‌شوند که زمینه ثابت فاکتورهای تکنیکی، شامل KVp ، mA و زمان (AEC) را براساس انتخاب کاربر تثبیت می‌کنند. تنظیمات مکمل، موجب تطابق یافتن دستگاه با جثه و ارگانهای بیمار می‌شوند. تکنسین می‌تواند با انتخاب یک دکمه و بدون نیاز به مشاهده جدول تکنیکی مورد استفاده جهت انتخاب شرایط ژنراتور را برای انجام اکسپوز آماده نماید. علاوه بر این، برنامه‌ریزی آناتومیک، موجب حصول اطمینان از تطابق داشتن فاکتورهای تکنیکی می‌شود و امکان تغییر سریع و دقیق، در طی انجام بررسی را فراهم می‌سازد.

در فلوروسکوپی تقویت تصویر، باید روشنایی ثابت فسفر خروجی در تشدیدکننده تصویر حفظ شود به نحوی که در هنگام فلوروسکوپی از ضخامت‌های مختلف آناتومی بیمار با تزریق ماده حاجب دارای ویژگیهای متفاوت، روشنایی یا تیرگی تصویر به میزان قابل ملاحظه‌ای تغییر نکند. کنترل اتوماتیک روشنایی فلوروسکوپی، با تنظیم تکنیک‌های ژنراتور، میزان روشنایی تصویر

فلوروسکوپیک را تنظیم می‌کند تا بتواند میزان اشعه ثابتی را در فسفر ورودی تقویت‌کننده تصویر به دست آورد. انواع مختلف ردیاب‌ها جهت پایش شدت جریان فتوکاتد تقویت‌کننده تصویر و لومینسانس فسفر خروجی آن در دسترس می‌باشد که شدت سیگنال ویدیویی در دوربین تلویزیونی را نیز مورد پایش قرار می‌دهند. در هر یک از موارد، در صورت تشخیص هرگونه تغییر، مدار کنترل روشنایی اتوماتیک، خروجی KVp و/یا mA ژنراتور را تنظیم می‌کند به نحوی که دوز اشعه در فسفر ورودی تقویت‌کننده تصویر و در نتیجه روشنایی مطلوب تصویر، حفظ شود.

مشکلات گزارش شده

ژنراتورهای اشعه X باید با آگاهی مورد استفاده قرار گیرند تا از بروز مشکلات بالقوه مرتبط با ویژگیهای اتوماتیک جلوگیری به عمل آید. به منظور عملکرد مطلوب ابزارهای AEC و برنامه‌ریزی آناتومیک، باید وضعیت قرارگیری بیمار، به دقت تنظیم شود. خطاهای مربوط به وضعیت قرارگیری بیمار، می‌توانند موجب نامطلوب شدن کیفیت کلیشه رادیوگرافی و تکرار بررسی شوند.

بررسی‌های فلوروسکوپیک، باید با احتیاط زیادی صورت گیرند تا میزان مواجهه بیمار و پرسنل با اشعه به حداقل برسد. در ایالات متحده، قوانین فدرال و ایالتی، محدوده دوز معادل (جذب) را ۵ تا ۱۰ رونتگن در دقیقه (R/min)، تعیین نموده است. در شرایط معمولی عمل فلوروسکوپ، دوز جذبی پوست، در حد $2-5 R/min$ است درحالیکه میزان دوز کلی پوست در رادیوگرافی قدامی - خلفی قفسه سینه، معمولاً کمتر از $0.5 R/min$ می‌باشد. به منظور به حداقل رساندن دوز جذبی بیمار، بررسی فلوروسکوپیک باید با کمترین زمان پرتودهی ممکن صورت گیرد و در صورت امکان، از ویژگی نگهداری آخرین تصویر در تلویزیون استفاده شود تا تصویر حاصل، بر روی صفحه تلویزیون حفظ شود. به منظور به حداقل رساندن دوز جذبی پرسنل باید، از روپوشهای محافظ و ابزارهای حفاظت در برابر اشعه استفاده شود و فاصله پرسنل از پرتو، تا حد ممکن افزایش یابد. به علاوه، دوز جذبی در فلوروسکوپیک باید به صورت چهار ماه یکبار، توسط متخصص فیزیک پزشکی رادیولوژی، سنجیده شود تا ازیمنی و کارایی دستگاه و پایش عملکرد سیستم ABC ، اطمینان حاصل گردد.

ملاحظات خرید

ژنراتور اشعه X و تخت رادیوگرافیک یا R/F از اجزای اصلی اتاق اشعه X به شمار می‌روند. هر یک از این دستگاهها باید براساس نیازهای بالینی و مقرون به صرفه بودن خود، انتخاب

شوند. در مورد ژنراتورهای اشعه X عوامل انتخابی اولیه، عبارتند از نوع شکل موج ثانویه، میزان توان، توانایی‌های زمان‌بندی و سازگاری با سایر اجزای دستگاه.

همچنانکه پیش‌تر ذکر شد، نمودار موج ثانویه (روش تولید HT)، کارایی تولید اشعه X نظیر میزان نوسان و نسبت ولتاژ متوسط به حداکثر در تیوب مولد اشعه X را مشخص می‌کند. نمودارهای موج ثانویه یکسو شده تک‌فاز - تمام موج، حداقل راندمان دوز جذبی تولید مؤثر اشعه X را دارا می‌باشند که موجب ایجاد زمان طولانی‌تر و پرتوگیری بیشتر بیمار می‌شوند (زیرا دوز جذبی پوست ناشی از اشعه X کم انرژی، که نمی‌تواند به رسپتورتصویر برسد، بیشتر است). به‌علاوه، رسپتورهای تک‌فاز، موجب افزایش گرمای آند در لوله اشعه X می‌شوند و بنابراین، اندازه لکه کانونی را کوچکتر می‌کنند و طول عمر لوله را کاهش می‌دهند. ژنراتورهای سه‌فاز (و سایر ژنراتورهای ایجادکننده نمودارهای موج با نوسان کم)، امکان زمان اکسپوز کوتاه‌تر را فراهم می‌سازند و بنابراین، عدم وضوح ناشی از حرکت را کاهش می‌دهند و کیفیت رادیوگرافیک در بسیاری از بررسی‌ها را بهبود می‌بخشند. در صورت نداشتن دسترسی به خدمات برق سه‌فاز در محل، باید هزینه‌های نصب آن را نیز به بودجه پروژه، اضافه نمود. میزان توان، بر حسب کیلو وات (KW)، به‌صورت حداکثر توانایی‌های KV و mA در ژنراتور در حال کار بیان می‌شود. رابطه زیر، به‌منظور محاسبه میزان توان در ژنراتورهای سه‌فاز، مورد استفاده قرار می‌گیرد:

$$KW = (KVp \times mA) \div 1000$$

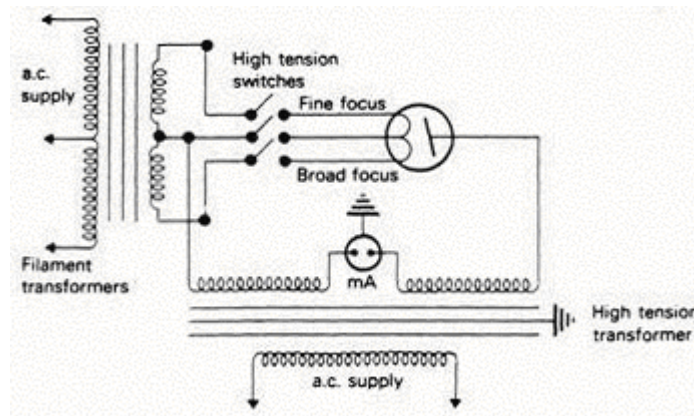
بخش ۳

تیوب اشعه ایکس

۳-۱ تیوب‌های دو فوکوسه

در بعضی موارد رادیوگرافی، به قدرت تفکیک بالا، یعنی به **فوکوس کوچک** نیاز داریم. در حالی که در برخی موارد دیگر توان بسیار بالا مورد نیاز است و اندازه فوکوس چندان اهمیتی ندارد. بنابراین وجود تیوبی که بتواند اندازه‌های مختلف فوکوس را در اختیار رادیوگرافر قرار دهد، مزیت بسیار با اهمیتی به شمار می‌آید. به همین دلیل تیوب‌های مولد اشعه که امروزه در رادیولوژی تشخیصی مورد استفاده قرار می‌گیرند عموماً دارای دو فوکوس می‌باشند تا بتوانند پاسخگوی نیازهای متنوع یک بخش رادیولوژی باشند. تنها دستگاه‌های رادیوگرافی دندان و یا سیستم‌های رادیوگرافی پرتابل با توان کم دارای تیوب‌های یک فوکوس هستند. تیوب‌های دو فوکوسه دارای دو فیلامان هستند که معمولاً به صورت موازی درون شیار تمرکزدهنده مخصوص خود قرار گرفته و یکی از دیگری بزرگتر است، بنابراین بر روی آن دو نقطه کانونی وجود دارد. یکی از آنها فوکوس بزرگ و دیگری فوکوس کوچک و هر یک توسط ترانسفورماتور جداگانه‌ای (ترانس فیلامان) تغذیه می‌شود و رادیوگرافر با انتخاب فوکوس مورد نظر بر روی پانل کنترل، ترانس فیلامان مربوطه را وارد مدار کرده و بلافاصله فیلامان دیگر خاموش و یا کم حرارت می‌شود. این انتخاب به شیوه‌های مختلفی انجام می‌گیرد. در برخی دستگاه‌ها به طور اتوماتیک متناسب با میلی آمپر انتخاب شده، فیلامان مناسب وارد مدار می‌گردد و در برخی دیگر کلید مجزایی برای انتخاب فوکوس تعبیه گردیده است. مدارات فیلامان طوری طراحی می‌شوند که هر دو فیلامان همزمان نمی‌توانند به حالت التهاب کامل برسند. یکی در حالت التهاب کامل و دیگری در حالت نیمه گرم (پیش فشار) قرار دارد. اتصال فیلامان‌ها به سیم پیچ‌های ثانویه ترانس‌های فیلامان توسط ۴ سیم برقرار نمی‌شود، بلکه سیم پیچ‌های ثانویه از یک نقطه به هم متصل‌اند و در نتیجه برای تغذیه آنها سه رشته سیم کافی است. نقطه مشترک (C)، فوکوس بزرگ (L) و فوکوس کوچک (S). از طرف دیگر می‌دانیم که فیلامان (کاتد) می‌بایست به سرمنفی ولتاژ فشار قوی نیز متصل گردد، بنابراین نقطه (C) علاوه بر مشترک بودن بین هر دو فیلامان، به یک سرسیم پیچ ثانویه ترانس فشار قوی نیز متصل است (شکل ۳-۱).

بدین ترتیب هم فیلامان‌ها و هم ترانس فشار قوی (آند و کاتد) مدارات بسته‌ای را تشکیل می‌دهند که می‌توانند به درستی عملکرد داشته باشند.



شکل ۱-۳. اتصالات فیلامان در یک تیوب دو فوکوسه

۲-۳ محفظه شیشه‌ای (اینسرت)

خصوصیت‌های کلی و مهم اینسرت شیشه‌ای در زیر خلاصه شده است:

۱- ماده‌ای که اینسرت از آن ساخته شده است می‌بایست از یک طرف قدرت تحمل حرارت‌های بسیار زیاد راداشته باشد، و از طرف دیگر بتواند در مقابل فشارهای مکانیکی مقاوم باشد.

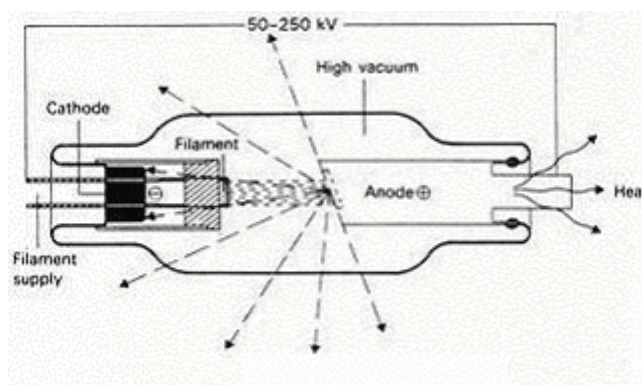
۲- اینسرت می‌بایست از درجه عایقی بسیار بالا برخوردار بوده و بتواند اختلاف پتانسیل فشار قوی را تحمل نماید.

۳- اینسرت می‌بایست از موادی ساخته شود که پس از تخلیه شدن از هوا بتوان آن را لاک و مهر و آب‌بندی نمود.

۴- ضریب جذب اشعه ایکس اینسرت می‌بایست بسیار پایین باشد. در غیر این صورت بخشی از انرژی تولیدشده را جذب می‌نماید.

۵- اینسرت می‌بایست از قابلیت شکل‌پذیری مطلوبی برخوردار باشد تا ساختن آن در ابعاد و اشکال مختلف ممکن باشد.

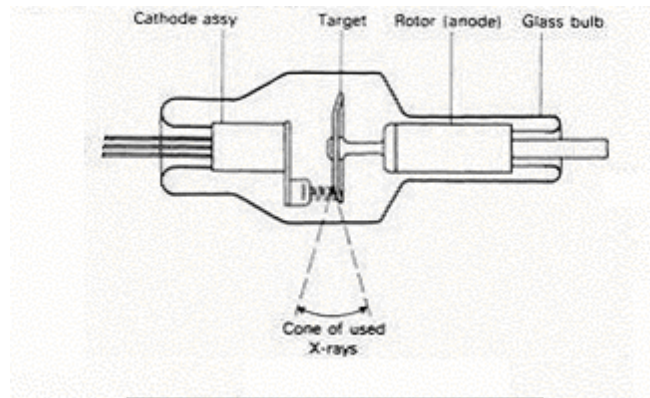
شیشه‌های مقاوم در برابر حرارت (پیرکس مخصوص) بهترین ماده برای این منظور هستند و امروزه در ساختمان اینسرت‌ها وسیعاً به کار برده می‌شوند. سازندگان، محل خروج اشعه ایکس اینسرت (دریچه خروج اشعه) را نازکتر از سایر قسمت‌ها می‌سازند تا میزان جذب اشعه توسط آن را به حداقل برسانند. شکل اینسرت ۲-۳ یک تیوب با آند ثابت و شکل ۳-۳ اینسرت یک تیوب با آند دوار را نشان می‌دهند.



شکل ۲-۳. اینسرت آند ثابت

۳-۳ تیوب‌های مولد اشعه با آند دوار

سطح تارگت در آندهای ثابت اندکی از سطح فوکوس بزرگتر است. به عبارت دیگر سطحی که حرارت ناشی از برخورد الکترون‌ها را تحمل می‌نماید در حدود سطح فوکوس است. ولی در آندهای دوار نواری از یک دیسک دایره‌ای شکل در مقابل بمباران الکترون‌ها قرار می‌گیرد و به این ترتیب سطح مورد بمباران در مقایسه با آندهای ثابت دهها برابر بزرگتر می‌شود بی آنکه اندازه فوکوس افزایش یافته باشد. افزایش سطح بمباران به معنی افزایش ظرفیت حرارتی آند و در نتیجه امکان اعمال میلی آمپرهای بالاتر است. با این روش و نیز استفاده از مواد مخصوص برای ساختن دیسک آند، تولیدکنندگان معروف توانستند تیوب‌هایی بسازند که بیش از پنج میلیون $H.U.$ ظرفیت حرارتی داشته باشند. امروزه تیوب‌های مولد اشعه در کاربردهای رادیوگرافی تشخیصی با آند دوار (سرعت تند) می‌توانند میلی آمپرهای بسیار بالا تا ۱۲۵۰ میلی آمپر را تأمین نمایند. علاوه بر همه اینها امکان اکسپوزهای سریع و متوالی تا ۸۰ اکسپوز در ثانیه امروزه امکان‌پذیر است. در این نوع تیوبها برخلاف تیوب‌های با آند ثابت فیلامان‌ها در وسط اینسرت (روی محور طولی تیوب) قرار نگرفته‌اند بلکه طوری آرایش داده شده‌اند که قسمت حاشیه‌ای دیسک آند را بمباران می‌کنند (شکل ۳-۳).



شکل ۳-۳. اینسرت با آند دوار

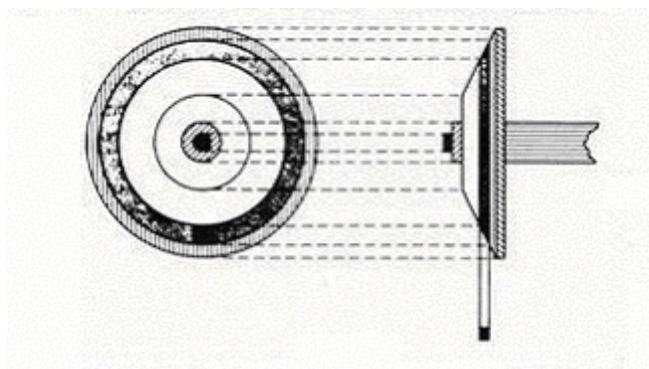
آند در تیوب‌های دوار

آند در اینگونه تیوب‌ها دیسک سنگینی است که بر روی پایه‌ای از مولیبدنیم قرار گرفته است. در گذشته دیسک آند فقط از تنگستن ساخته می‌شد ولی امروزه آن را از جنس مولیبدنیم با پوششی از تنگستن و یا از آلیاژ مخصوصی شامل تنگستن و **ونیوم** می‌سازند. البته سازندگان مختلف آلیاژهای گوناگونی را همچنان آزمایش می‌کنند و تحقیقات برای دست یافتن به ماده‌ای که بتواند ظرفیت حرارتی آند را افزایش دهد هنوز ادامه دارد. بعد از جنس آند، قطر آن در تعیین ظرفیت حرارتی نقش اساسی دارد. قطر آند از ۵۰ تا ۱۲۰ میلی متر متغیر است. می‌دانیم که با افزایش قطر، ظرفیت حرارتی افزایش پیدا می‌کند. البته باید توجه داشت که قطر بیشتر به معنی وزن بیشتر نیز هست و با سنگین‌تر شدن آن طراحی و ساخت موتور، بولبرینگ‌ها و قطعات مکانیکی مشکل‌تر خواهد شد.

حاشیه دیسک آند زاویه‌دار است (مانند چتر) و الکترون‌ها به همین قسمت زاویه‌دار برخورد می‌کنند (شکل ۳-۴). در شکل ۳-۴ وضعیت آند دوار، نوارهای حاشیه‌ای که فوکوس را می‌سازند و رابطه بین فوکوس حقیقی و فوکوس ظاهری نمایش داده شده است.

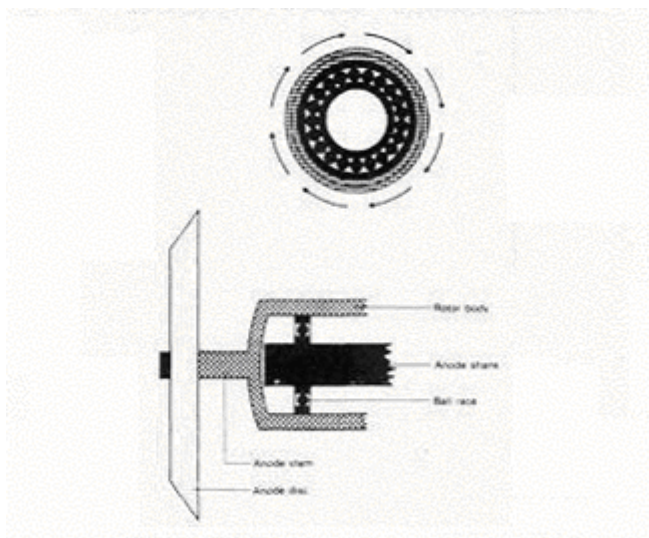
دیسک آند توسط یک موتور الکتریکی (موتور القایی) با سرعت ۳۰۰۰ دور و یا ۱۰۰۰۰ و بیشتر دور در دقیقه می‌چرخد و بنابراین در اثنای یک اکسپوز تنها یک نقطه مورد اصابت قرار نمی‌گیرد بلکه نواری از دیسک آماج‌بمباران الکترون‌هاست. پایه آند استوانه‌ای شکل و از جنس مولیبدنیم است که در درون یک استوانه مسی قرار گرفته است. این استوانه قسمت متحرک موتور القایی (روتور) است که آند را می‌چرخاند. اصطکاک حرکت چرخشی روتور را بولبرینگ‌هایی که در حد فاصل روتور و نگه‌دارنده آن (قسمت انتهایی و آب‌بندی شده اینسرت) قرار دارند به حداقل می‌رسانند. کیفیت کار این بولبرینگ‌ها و طول عمر آنها از عوامل اساسی در تعیین طول عمر مفید یک تیوب مولد اشعه است. به دلیل خاصیت هدایت الکتریکی بسیار عالی مس، روتور از این

جنس ساخته می‌شود که قابلیت هدایت گرمایی بسیار بالایی نیز دارد. جهت هدایت بهتر حرارت به بیرون، سطح خارجی روتور کاملاً صیقل خورده و با رنگ تیره پوشیده شده است و برای کاهش اصطکاک به جای آغشته کردن بولبرینگ‌ها به گریس معمولی، معمولاً آنها را به وسیله لایه نازک نقره و یا سرب پوشش می‌دهند، چرا که گریس معمولی و یا حتی گریس نسوز نیز نمی‌تواند در حرارت‌های بسیار بالا درست عمل کند.



شکل ۴-۳. دیسک آند دوار

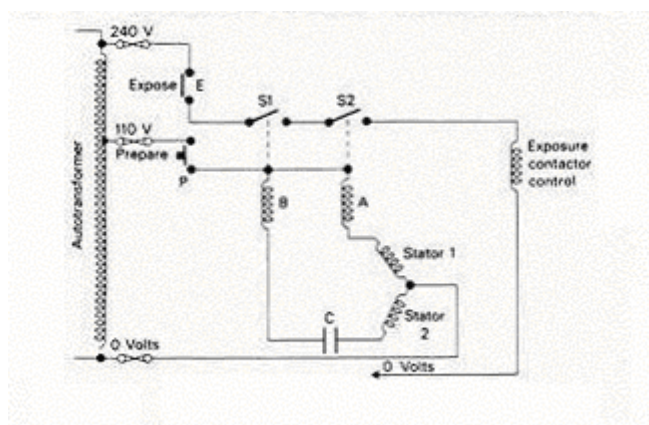
اطمینان از عملکرد صحیح سیستم چرخش آند و رسیدن آن به دور نهایی، در افزایش طول عمر تیوب نقش اساسی دارد. زیرا با کاهش سرعت دورانی آند ظرفیت حرارتی تقلیل می‌یابد و این اتفاق می‌تواند سبب وارد آمدن آسیب‌های جدی به سطح آند و در نتیجه به تیوب مولد اشعه گردد.



شکل ۵-۳. ضمايم حرکتی آند در تیوبهای دوار

در اطراف قسمت باریک شده اینسرت (گلویی اینسرت) بالشتک‌های استاتور (سیم‌پیچ‌های استاتور) قرار دارند. این بالشتک‌ها در درون یک محفظه طوری قرار داده شده‌اند که گلویی اینسرت را دربرمی‌گیرند. این سیم‌پیچ‌ها به یک ولتاژ AC متصل می‌شوند. استاتور قسمت ثابت موتور الکتریکی آند است که از دو سیم‌پیچ مجزا تشکیل شده است. سیم‌پیچ اصلی (*Main winding*) و سیم‌پیچ کمکی (*Auxiliary winding*).

موتور از نوع اسپلیت فاز است. یک خازن به طور سری با سیم‌پیچ کمکی قرار گرفته است و در نتیجه جریان الکتریکی درون آن با جریان الکتریکی سیم‌پیچ اصلی اختلاف فاز پیدا می‌کند. این اختلاف فاز سبب می‌شود که حرکت دورانی آغاز گردد و ظرف مدت کوتاهی (چند ثانیه) دور آند را به حد نهایی برساند. وزن آند و نیروی اصطکاک دو عامل اساسی در تعیین زمان لازم از شروع دوران تا رسیدن به دور نهایی هستند. این زمان به زمان تأخیر آند موسوم است که برای آندهای با دور معمولی بین $0/5$ تا $2/5$ ثانیه و برای آندهای با دور تند بین 6 تا 12 ثانیه می‌باشد. استاتور و روتور طوری طراحی می‌گردند که فضای خالی بین آن دو به حداقل برسد و نیروی القایی استاتور بتواند به طور مؤثر روتور را تحریک و با نیروی کافی آن را بچرخاند. شکل ۳-۶ مدارات الکتریکی استاتور را نشان می‌دهد.



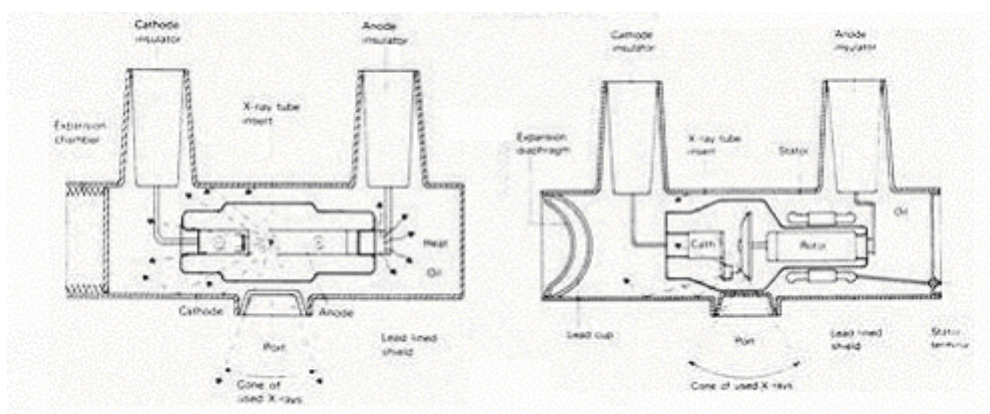
شکل ۳-۶. مدارات استاتور

مدارات تغذیه و کنترل‌های لازم استاتور، عموماً در میز فرمان (ژنراتور) تعبیه می‌گردند. ولتاژ تغذیه استاتورها متفاوت است (125 تا 320 ولت) و مقدار خازن سیم‌پیچ کمکی نیز در ژنراتورهای مختلف یکسان نیست.

برای چرخاندن آند با دور تند (۱۰۰۰۰ به بالا)، از وسیله‌ای به نام استاتور دور تند استفاده می‌شود. این وسیله در حقیقت یک مبدل فرکانس است و با افزایش فرکانس خروجی، دور موتور آند را افزایش می‌دهد و عموماً یک یونیت مجزا را تشکیل می‌دهد.

مدارات کنترل استاتور در ژنراتورهای امروزی طوری طراحی می‌گردند که در صورت بروز اشکال در حرکت آند، به اپراتور اجازه اکسپوز نمی‌دهد. کلیدهای اکسپوز در دستگاههای رادیوگرافی مجهز به تیوب با آند دوار، دو مرحله‌ای هستند. مرحله اول (کلید اول) مربوط به مرحله آمادگی تیوب است. در مرحله آمادگی، فیلامان می‌بایست به گرمای مناسب و آند نیز به دور نهایی برسد. اپراتور با تجربه می‌داند که با فشار دادن هندسویچ ابتدا صدای چرخش آند به گوش می‌رسد و پس از یک تأخیر زمانی مشخص اکسپوز صورت می‌گیرد.

به دلیل وجود تفاوت‌های فیزیکی در ساختمان آندهای ثابت و دوار، شکل اینسرت نیز متناسباً تغییر می‌کند. گلوپی دراز و باریک اینسرت‌های با آند دوار در اینسرت‌های با آند ثابت دیده نمی‌شود. در مجموع می‌توان گفت که اینسرت آند ثابت کوچکتر و ساده‌تر از اینسرت آند دوار می‌باشد. شکل ۷-۳ نحوه قرار گرفتن این دو نمونه اینسرت را درون محفظه فلزی (شیلد) نشان می‌دهد.



شکل ۷-۳. الف- تیوب مولد اشعه با آند دوار ب- تیوب مولد اشعه با آند ثابت

۴-۳ محفظه یا شیلد تیوب

منظور از محفظه یا شیلد تیوب مولد اشعه، ساختمان فلزی مخصوصی است که اینسرت را دربرمی گیرد و معمولاً حاوی روغن مخصوص با درجه عایقی بالاست. این محفظه سه وظیفه مهم برعهده دارد:

۱- محافظت بیماران و پرسنل از تشعشعات ناخواسته.

۲- محافظت بیماران و پرسنل از شوک های الکتریکی.

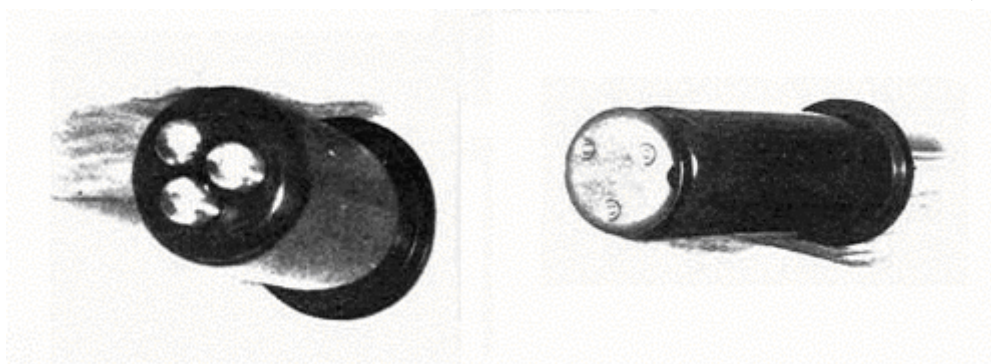
۳- هدایت حرارت ایجاد شده از درون اینسرت به بیرون. حرارت ایجاد شده توسط روغنی که فضای بین اینسرت و دیواره محفظه را پر کرده است به بدنه محفظه و از آنجا به بیرون انتقال پیدا می کند.

محفظه طوری ساخته می شود که عبور اشعه X حاصله را فقط از دریچه خروجی امکان پذیر می نماید و تشعشعات پراکنده در سایر جهات توسط دیواره محفظه جذب می گردند. این دریچه عموماً از مواد مخصوصی که ضریب جذب بسیار پایینی دارد ساخته می شود و روی آن را پوشش سربی (لوکالیزاتور) می پوشانند، به طوری که شعاع تشعشع خروجی محدود شده و فقط در کادر مورد نیاز انتشار می یابد. سایر وجوه، با این پوشش تقویت گردیده و از نشت اشعه ایکس به خارج جلوگیری به عمل می آید. به این ترتیب حفاظت لازم بیماران و پرسنل در برابر اشعه تا حد مطلوبی تأمین می گردد.

ارتباطات الکتریکی شامل اتصال مدار فشار قوی و فیلامان (فیلامان ها) توسط یک جفت کابل مخصوص فشارقوی برقرار می گردد. دو سر کابل فشار قوی (سر کابل ها) از عایق محکمی به شکل استوانه با قطر حدود ۳ و ارتفاع حدود ۱۵ سانتی متر ساخته شده و بین های اتصال در آنها تعبیه گردیده اند. در شیلد تیوب محل خاصی در نظر گرفته شده است (مادگی کابل فشار قوی) که سر کابل ها در درون آنها فرو رفته و محکم می شوند. مادگی کابل فشار قوی نیز از موادی با درجه عایقی بالا ساخته می شوند و توسط رشته سیم های روکش دار که از درون روغن عایق عبور می کنند به قطعات مورد نظر (فیلامان ها و آند) متصل می گردند. سمت منفی (کاتد) دارای سه اتصال مجزا شامل اتصال مشترک دو فیلامان و کاتد C فیلامان بزرگ L و فیلامان کوچک S است. کابل دوم (سر مثبت) جهت اتصال ترانس فشار قوی به آند است و کاملاً شبیه به کابل منفی ساخته می شود. بین های اتصال هر سه از داخل اینسرت به یک نقطه متصل می شوند که همان آند است. شکل ۳-۸ الف مادگی فشار قوی را بر روی ترانس و شکل ۳-۸ ب سر کابل های فشار قوی را به طور جداگانه نشان می دهد.

کابل های فشار قوی دارای سه رشته مجزا هستند که به خوبی عایق شده اند و بر روی آنها پوششی ذره ماند قرار گرفته که به زمین الکتریکی (ارت) متصل می شود. بر روی این مجموعه

پوشش عایقی دیگری است که هم محافظ کابل در مقابل فشار و ضربه است و هم عایق الکتریکی قابل اعتماد. کابل‌های فشار قوی از یک طرف به تیوب مولد اشعه و از طرف دیگر به ترانس فشار قوی متصلند. بر روی ترانس فشار قوی نیز به ازاء هر تیوب مولد اشعه یک جفت مادگی کابل فشار قوی تعبیه شده است (شبيه به مادگی‌های روی محفظه تیوب) که سر کابل‌ها در درون آنها فرو رفته و محکم می‌شوند. ترانس‌های فشار قوی می‌توانند از یک تا ۴ تیوب را تغذیه کنند.



شکل ۸-۳. الف- مادگی کابل فشار قوی ب- سر کابل فشار قوی

به تعداد تیوب‌های قابل اتصال به یک ژنراتور، پست هم می‌گویند. مثلاً می‌گوییم این ژنراتور ۳ پسته است (تا سه تیوب مجزا را می‌تواند تغذیه و کنترل نماید). با استفاده از کابل‌های فشار قوی به ترتیبی که در بالا به آن اشاره شد ارتباط‌های الکتریکی لازم بین ترانس فشار قوی و تیوب (تیوب‌های) مولد اشعه با درجه اطمینان بالا برقرار گشته و امکان بروز شوک الکتریکی در تمام طول این مسیر به حداقل کاهش می‌یابد.

اتصالات الکتریکی موتور آند (استاتور)، توسط یک کابل مجزا و از طریق ترانس فشار قوی به تیوب برقراری گردد. گفتیم که مدارات تغذیه و کنترل استاتور در میز فرمان و یا در کنار ترانس فشار قوی قرار دارد. از آنجاسه رشته سیم خروجی شامل اتصال سیم پیچ اصلی، سیم پیچ کمکی و سر مشترک، به یک ترمینال بر روی ترانس فشار قوی متصل گشته و از آنجا توسط کابل دیگری همراه به کابل‌های فشار قوی آرایش گرفته و به تیوب متصل می‌گردند. کابل استاتور حامل ولتاژ فشار قوی نیست، بنابراین از نوع کابل‌های معمولی شامل سه رشته سیم و یابیشتر می‌باشد. رشته سیم‌های اضافی برای کلید حرارتی، پنکه خنک‌کننده و سایر موارد پیش‌بینی می‌شوند.

کابل‌های فشار قوی می‌توانند بسیار خطرناک باشند و هرگونه مسامحه در نصب صحیح آنها می‌تواند خطرات جدی و جبران‌ناپذیری به بار آورد. برای جلوگیری از ایجاد جرقه، هنگام جا زدن سر کابل‌ها در هر دو طرف (سمت تیوب و سمت ترانس) آنها را با ماده عایقی خاص به نام

گریس سیلیکون می پوشانند تا فضاهای خالی بین اتصالات نر و ماده را پر کند و سپس آنها را در جای خود محکم می کنند.

یکی از مراقبت های بسیار مهم در امر نگهداری دستگاهها، بازبینی وضعیت کابل های فشار قوی به طور دوره ای است. هر ۶ ماه یک بار می بایست سر کابل ها باز شوند و از سلامت کامل کابل در تمامی طول آن اطمینان حاصل شود (بروز خراشیدگی، پوسیدگی، له شدگی و یا هرگونه فشار مکانیکی می تواند خطرناک باشد).

سر کابل ها می بایست پس از شستشوی کامل با الکل، خشک کردن و تمیزکاری دقیق، ضمن اطمینان از سلامت پین ها و عایق سر کابل، دوباره با گریس مخصوص روغن کاری شده و سر جای خود قرار گرفته و محکم شوند.

۳-۵ حداکثر خروجی مجاز در تیوب های مولد اشعه ایکس

شرایط کار صحیح و مطمئن یک تیوب مولد اشعه در زمان ساخت آن توسط سازنده تعیین و در اختیار مصرف کننده قرار می گیرد. کارخانجات معمولاً حداکثر شرایط مجاز را تعیین می کنند و به مصرف کننده هشدار می دهند که هیچگاه شرایط کار تیوب نمی بایست از این شرایط که به «ریتینگ تیوب» موسوم است تجاوز نماید، در غیر این صورت صدمات جدی به تیوب وارد خواهد شد. حداکثر شرایط کار مجاز یک تیوب شامل حداکثر ظرفیت حرارتی آنند و محفظه، حداکثر کیلو ولت، حداکثر میلی آمپر و حداکثر بار الکتریکی مجاز در زمان های کوتاه (رادیوگرافی) و زمان های بلند (فلوروسکپی)، توسط سازندگان تعیین و در اختیار مصرف کننده قرار داده می شود. عوامل محدود کننده شرایط کار تیوب به شرح زیرند:

۱- دمای ذوب آنند: دمای سطح آنند نباید در هیچ شرایطی به نقطه ذوب نزدیک شود. افزایش دمای آنند به دو عامل بستگی دارد. I بار الکتریکی (انرژی حرارتی) و زمان تناوب آن. ii نحوه انتقال حرارت به خارج یا تشعشعات منحنی کاهش حرارت.

۲- ظرفیت حرارتی آنند یا حداکثر انرژی حرارتی که آنند می تواند تحمل نماید.

۳- نحوه (سرعت) خنک شدن آنند.

۴- ظرفیت حرارتی شیلد یا حداکثر انرژی حرارتی که محفظه می تواند تحمل نماید.

۵- نحوه (سرعت) خنک شدن شیلد. استفاده از ابزار خاصی مانند پنکه و یا

منتقل کننده های حرارت در تسریع این روند بسیار مؤثرند.

۶- حداکثر کیلو ولت قابل تحمل توسط تیوب.

۷- حداکثر آمپراژ و ولتاژ فیلامان (توان مصرفی فیلامان‌ها).

مکانیزم افزایش و کاهش دمای آند در اکسپوزهای کوتاه و بلند یکسان نیست. در اکسپوزهای بسیار کوتاه مشخصات ماده تشکیل‌دهنده آند، و در اکسپوزهای بسیار بلند مشخصه‌های انتقال حرارت تیوب و توانایی پایه‌آند، روغن و شیلد برای انتقال حرارت نقش اساسی دارند.

حداکثر اختلاف پتانسیل مجاز (KV) برای هر تیوب به نحوه ساخت و قدرت عایقی اینسرت (فاصله آند و کاتد، جنس، ابعاد و ضخامت شیشه اینسرت) از یک طرف، و نحوه تولید KV از طرف دیگر بستگی دارد. به همین دلیل سازندگان این مشخصه را برای کار با انواع ژنراتورها به تفکیک تعیین می‌کنند.

مهمترین اطلاعاتی که سازندگان تیوب مولد اشعه برای تعیین ریتینگ یک تیوب می‌بایست در اختیار مصرف‌کنندگان قرار دهند از قرار زیرند:

الف - ریتینگ در رادیوگرافی: حداکثر بار الکتریکی مجاز (حداکثر شرایط رادیوگرافی مجاز) که به صورت **دسته منحنی‌هایی** هستند که برای فوکوس، دور آند، نوع ژنراتور و فرکانس برق شهر به طور جداگانه ارائه می‌گردند.

ب - ریتینگ در فلوروسکوپ: حداکثر بار الکتریکی مجاز یعنی حداکثر میلی آمپر، حداکثر کیلو ولت و حداکثر زمان (به دقیقه).

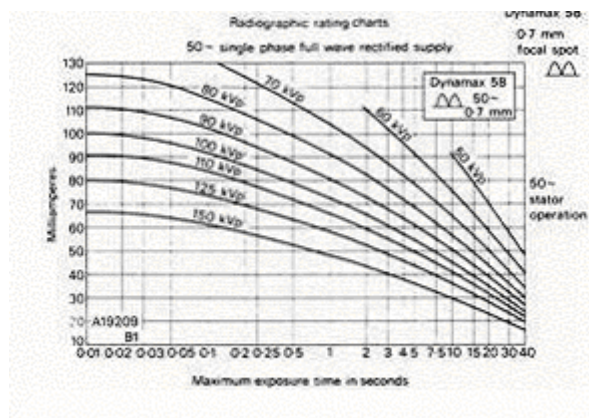
ج - ریتینگ حرارتی یا ظرفیت حرارتی آند: که با واحد کیلو ژول و یا $K.H.U$ اندازه‌گیری می‌شود. اطلاعات مربوط به نحوه افزایش و کاهش حرارت آند توسط منحنی‌های مربوطه ارائه می‌گردند.

۳-۵-۱ ریتینگ در رادیوگرافی

می‌دانیم که شرایط رادیوگرافی (KV و mA و زمان) با دامنه تغییرات وسیع مورد استفاده تکنولوژیست‌ها قرار می‌گیرند. تغییر هر یک از این سه عامل نه تنها بر روی نتایج (تصویر رادیوگرافی) تأثیر می‌گذارد بلکه بار الکتریکی اعمال شده به تیوب مولد اشعه را نیز تغییر می‌دهد، چرا که بار الکتریکی متناسب با حاصل ضرب این سه عامل است. با دانستن ظرفیت حرارتی آند و با فرض اینکه قبلاً اکسپوزی صورت نگرفته است و یا فاصله زمانی کافی برای خنک شدن کامل آند بین هر دو اکسپوز وجود دارد، می‌توان مقادیر مجاز دو عامل فوق را برای یک مقدار ثابت از متغیر سوم به دست آورد، به طوری که حاصل ضرب آنها از میزان مجاز تجاوز ننماید. در شکل ۳-۹ چارت ریتینگ برای یک تیوب مولد اشعه نمونه رسم شده است. محور افقی زمان را نشان

می‌دهد که با مقیاس لگاریتمی مدرج شده است. محور عمودی میلی آمپر عبوری از تیوب مولد اشعه را نشان می‌دهد. منحنی‌ها هر یک به ازاء مقدار مشخصی از KV (۵۰ تا ۱۵۰) رسم شده‌اند و هر نقطه روی منحنی‌ها حداکثر (۱۰۰ درصد) شرایط مجاز را نشان می‌دهد.

این چارت برای فوکوس یک میلی متر، با دور معمولی (3000 RPM)، فرکانس برق شهر ۵۰ هرتز و برای ژنراتور تک فاز تمام موج رسم شده است. با استفاده از اطلاعات شکل می‌توان شرایط ریتینگ را برای مقادیر مختلف زمان، میلی آمپر و کیلو ولت به دست آورد. کافی است دو متغیر از سه متغیر رادیوگرافی را مشخص نمود (فرض کرد)، متغیر سوم نقطه‌ای است بر روی منحنی‌ها که دارای دو مؤلفه فرض شده باشد. مثلاً با مشخص کردن کیلو ولت و میلی آمپر می‌توان حداکثر زمان مجاز را به ترتیب زیر به دست آورد: بر روی محور میلی آمپر نقطه مربوط به مقدار مفروض را مشخص نموده و خطی به موازات محور افقی رسم می‌کنیم تا منحنی مربوط به کیلوولت مفروض را در یک نقطه قطع کند. از نقطه به دست آمده خطی عمود بر محور زمان (موازی با محور میلی آمپر) رسم می‌کنیم. محل برخورد این خط با محور زمان نقطه‌ای را مشخص می‌کند که حداکثر زمان مجاز را نشان می‌دهد.



شکل ۹-۳. چارت ریتینگ نمونه

هنگام استفاده از چارت‌های ریتینگ باید به نکات زیر توجه داشت:

- ۱- هر چارت مربوط به یک فوکوس است و برای تیوب‌های دو فوکوسه می‌بایست از دو چارت مجزا استفاده شود.

۲- نوع ژنراتوری که تیوب را تغذیه می‌نماید (تک فاز یا سه فاز) در تعیین حداکثر شرایط مجاز مؤثر است و بنابراین برای یک تیوب و یک فوکوس مشخص یک چارت برای ژنراتور تک فاز و چارت دیگری برای ژنراتور سه فاز می‌بایست مورد استفاده قرار گیرد.

۳- چارت‌های ریتینگ رادیوگرافی بیانگر حداکثر شرایط کار مجاز تیوب‌ها هستند با این فرض که قبلاً اکسپوزی صورت نگرفته باشد و یا در صورت انجام اکسپوز، فاصله زمانی کافی برای خنک شدن کامل تیوب وجود داشته باشد. بنابراین چارت‌های ریتینگ رادیوگرافی برای **اکسپوز تک و آند سرد** رسم شده‌اند و اگر به عنوان مثال تیوبی در کاربرد سریال رادیوگرافی مورد استفاده قرار گیرد، حداکثر شرایط مجاز کمتر از مورد رادیوگرافی ساده خواهد بود. مثلاً برای تیوب زیر تخت که جهت فلوروسکوپي و اسپات مورد استفاده قرار می‌گیرد، از آنجا که قبل از هر اکسپوز احتمالاً با آن تیوب در حالت فلوروسکوپي کار شده است و امکان چندین اکسپوز (اسپات) متوالی هم وجود دارد، معمولاً حداکثر شرایط کار مجاز را ۲۰ تا ۳۰ درصد کمتر از ریتینگ به دست آمده از چارت‌های رادیوگرافی محاسبه می‌کنند.

۴- چارت‌ها براساس سرعت چرخش آند (دور آند) رسم می‌شوند. بنابراین در تعیین ریتینگ یک تیوب سرعت چرخش آند می‌بایست مورد توجه قرار گیرد.

۵- اگر در کیلو ولت معین حداکثر مقدار مجاز میلی آمپر و زمان را به دست می‌آوریم، از حاصل ضرب این دو مقدار mas به دست می‌آید. آیا می‌توان گفت که در کیلو ولت معین حداکثر mas مجاز را به دست آورده‌ایم؟ به عبارت دیگر آیا می‌توان گفت که mas به دست آمده برای همه زمان‌ها صادق است؟ مثلاً اگر میلی آمپر ۲۰۰ و زمان ۰/۴ ثانیه باشد، mas برابر ۸۰ خواهد شد. آیا می‌توان گفت که میلی آمپر ۴۰۰ و زمان ۰/۲ ($mas = ۸۰$) هم شرایط ریتینگ است؟ جواب منفی است. به طور کلی می‌توان گفت که با افزایش زمان، حداکثر mas مجاز هم افزایش می‌یابد و این افزایش البته خطی نیست. یعنی با دو برابر شدن زمان mas مجاز دو برابر نمی‌شود.

جدول ۱-۳ ریتینگ یک تیوب را برای فوکوس کوچک و بزرگ نشان می‌دهد. طبیعی است که شرایط ریتینگ برای فوکوس بزرگ بالاتر از شرایط ریتینگ برای فوکوس کوچک می‌باشد.

حداکثر میلی آمپر	
مجاز	

زمان (Sec)	فوکوس ۲ میلی متر	فوکوس ۱/۵ میلی متر	فوکوس ۱ میلی متر
۰/۱	۴۵۰	۳۵۰	۲۲۰
۵	۱۸۰	۱۵۰	۱۲۰
۱۰	۱۰۰	۱۰۰	۹۰

جدول ۱-۳: مقایسه ریتینگ تیوب برای فوکوس کوچک و بزرگ

زمان (Sec)	حداکثر mAS
۰/۰۱	۰/۴۹
۰/۱	۴/۸
۱	۴۳
۱۰	۳۴۰

جدول ۲-۳: مقایسه ریتینگ یک تیوب در کاربرد تک فاز برای زمان‌های مختلف

۲-۵-۳ ریتینگ در فلوروسکپی

در فلوروسکپی مقدار بسیاری انرژی حرارتی در فاصله زمانی بسیار طولانی (چندین دقیقه) به آند وارد می‌شود. بنابراین توانایی تیوب و آند در انتقال حرارت به محیط پیرامونی نقش اساسی دارد. انتقال حرارت هر چه سریع‌تر صورت گیرد، زمان مجاز کار طولانی‌تر است. استفاده از ادواتی که بتوانند روند خنک شدن را سرعت دهند بسیار مؤثر است (استفاده از پنکه). به هر حال ریتینگ در فلوروسکپی «حداکثر حرارتی است که تیوب می‌تواند به طور دائمی تحمل نماید.» در فلوروسکپی معمولاً آند در حال چرخش نیست (به جز مواردی که تیوب با فوکوس بسیار کوچک مورد استفاده قرار می‌گیرد و یا در کاربردهایی که کاهش زمان تأخیر بین شروع چرخش آند و رسیدن آن به دور نهایی مورد نظر باشد)، و این امر در افزایش عمر مفید قسمتهای مکانیکی آند مانند بولبری نگ‌ها و سایر قسمتهای متحرک حائز اهمیت فراوان است.

امروزه تقریباً همه ژنراتورهای اشعه ایکس به سیستم‌های محافظ اتوماتیک برای کنترل بار الکتریکی (OPL)، ولتاژ حداکثر (OVP)، شدت جریان حداکثر (OCP) و حرارت بیش از حد (OHP) مجهز هستند و چارت‌های ریتینگ تنها در هنگام نصب تیوب توسط مهندسین نصب‌کننده دستگاه مورد استفاده قرار می‌گیرد. اپراتور برای کنترل کار صحیح محافظ‌های اتوماتیک، گاه به گاه از این چارت‌ها می‌تواند استفاده نماید. در اینگونه ژنراتورها سیستم‌های محافظ برای تیوب‌ها و شرایط کار مختلف قابل تنظیم هستند. در ایران عموماً هنگام نصب تیوب جدید، نسبت به تنظیم دوباره سیستم‌های محافظ توسط نصابان، توجه کافی مبذول نمی‌شود و به همین دلیل هم عمر تیوب‌هایی که بر روی دستگاهها تعویض می‌شوند چندان طولانی نیست. اخیراً به دلیل کمبود این قطعه در ایران معمولاً از تیوب‌های استاندارد دستگاه استفاده نمی‌شود و در اغلب موارد تیوب‌های معادل بر روی آنها نصب می‌شود و تیوب‌های معادل کاملاً شبیه به تیوب استاندارد نبوده و در بعضی از موارد تفاوت‌های فاحش دارند. عدم توجه به تنظیم صحیح سیستم‌های محافظ می‌تواند عمر تیوب تعویض شده را به شدت کاهش دهد.

در ژنراتورهای مدرن‌تر (مجهز به میکروپروسسور) همه تنظیمات به صورت یک برنامه در حافظه دستگاه تعبیه شده و امکان تنظیم وجود ندارد. اینگونه ژنراتورها می‌بایست حتماً به تیوب‌های استاندارد کارخانه مجهز باشند و اگر به علت عدم دسترسی به تیوب استاندارد از تیوب معادل استفاده می‌شود، باید اطمینان حاصل کرد که تیوب جایگزین از همه لحاظ ریتینگ معادل یا بالاتری داشته باشد. انتخاب تیوب معادل برای اینگونه ژنراتورهای می‌بایست با دقت بسیار زیاد انجام گیرد.

۳-۶ عیوب تیوب‌های مولد اشعه ایکس

تیوب‌های مولد اشعه ایکس به دلایل و اشکال گوناگون می‌توانند دچار اشکال گردند. این عیوب را می‌توان به چهار دسته عمده تقسیم نمود:

۱- عیوب مربوط به اینسرت.

۲- عیوب مربوط به آند و مکانیزم چرخشی آن.

۳- عیوب مربوط به فیلامان.

۴- عیوب مربوط به فضای خلاء.

۳-۶-۱ عیوب مربوط به اینسرت

اینسرت شیشه‌ای به مرور زمان در اثر کار و تماس با اشعه ایکس تغییر رنگ داده و کدر می‌شود. رسوب بخارات تنگستن (از فیلامان یا سطح آند) بر روی شیشه اینسرت سبب آینه‌ای شدن جدار اینسرت می‌گردد. محل رسوب بخارات تنگستن به منبع ایجادکننده آن نزدیکتر است و عموماً در حول و حوش دریچه خروجی اشعه ایجاد می‌گردد. شاید در نگاه اول به نظر آید که رسوب تنگستن بر جدار داخلی اینسرت سبب ایجاد خاصیت فیلتری شود و بخشی از انرژی اشعه X تولید شده را به خود جذب نماید. ولی در عمل به دلیل ضخامت بسیار اندک لایه رسوب‌کننده، اثر فیلتری بسیار ناچیزی مشاهده شود. ولی از طرف دیگر وجود این رسوب فلزی سبب کاهش خاصیت عایقی اینسرت گردیده و امکان جرقه زدن در آن ناحیه را افزایش می‌دهد و این خود می‌تواند سبب ایجاد ترک‌های بسیار ظریف در جدار اینسرت گردد. وجود ترک بر روی جدار اینسرت (هر چقدر هم که جزئی باشد) شرایط خلاء درون فضای شیشه‌ای را مخدوش نموده و منجر به کاهش امیدانس الکتریکی بین آند و کاتد می‌گردد (گازی شدن عیوب).

گفتیم که اینسرت از جنس پیرکس و در مقابل شوک‌ها و لرزش‌های مکانیکی بسیار مقاوم است. با این حال دیده شده که به علت عدم دقت در نقل و انتقال صحیح، علی‌رغم بسته‌بندی بسیار خوب و ضربه‌گیرهای کافی، اینسرت درون محفظه فلزی کاملاً شکسته و غیرقابل استفاده شده است. به هر حال امکان آسیب رسیدن به تیوب در اثر ضربه‌های شدید (در حمل و نقل، در زمان نصب و هنگام کار با دستگاه) منتفی نیست و در اینگونه موارد کمال مراقبت را می‌بایست به عمل آورد. خصوصاً دستگاه‌های موبایل و پرتابل به علت حمل و نقل مکرر بیشتر در معرض ضربه قرار داشته و به همین دلیل به مراقبت بیشتری نیاز دارند.

۳-۶-۲ عیوب مربوط به آند و سیستم چرخش آن (روتور، استاتور و قطعات مکانیکی)

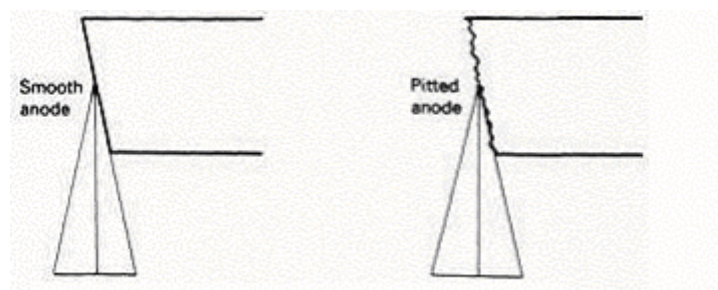
در هر اکسپوز، تارگت مورد بمباران الکترون‌ها قرار گرفته و درجه حرارت آن به طور ناگهانی افزایش می‌یابد در حالی که سایر قسمت‌ها چندان گرم نیستند. این اختلاف دما (افزایش دمای یک نقطه و سرد بودن قسمت‌های مجاور) می‌تواند سبب ایجاد تخریب در سطح آند بشود. وجود هر گونه ناهمواری در سطح آند یکنواختی انرژی تشعشعی را دچار اختلال می‌کند. وجود تخریب در سطح آند خصوصاً اگر به علل ذیل اتفاق افتد سبب تبخیر (تصعید) سطح آند شده و شیارهای عمیق ایجاد می‌نماید:

۱- اعمال بار الکتریکی بیش از حد مجاز به آند و یا اکسپوز با تیوبی که مجهز به آند دوار بوده ولی به دلیل اشکال در سیستم حرکتی سرعت دوران کند شده، و یا به طور کامل آند از حرکت باز ایستاده است.

۲- اعمال حرارت غیرمجاز (بالتر از ظرفیت حرارتی) به آند (مثلاً در سریال گرافی). اگرچه اکسپوز تک می تواند در حد مجاز باشد ولی تکرار آن، حرارتی بیش از ظرفیت ممکن است به آند وارد نماید.

ایجاد تضرس و تموج در سطح آند سبب می شود که از یک طرف شعاع میدان تشعشع مفید کاهش یابد و از طرف دیگر یکنواختی اشعه دچار اختلال گردد.

عیوب مربوط به روتور و قسمت های مکانیکی مربوط به حرکت چرخشی آند، همه عیوب مکانیکی نامیده می شوند و در نهایت منجر به کند شدن حرکت دورانی آند و بالاخره توقف کامل آن می شود. می دانیم که کند شدن سرعت چرخش آند به معنی کاهش ظرفیت حرارتی آن و پایین آمدن ریتینگ تیوب می باشد. کاهش ریتینگ تیوب در حالی اتفاق می افتد که نه اپراتور و نه سیستم های محافظتی آن را تشخیص نمی دهند. بنابراین ادامه کار با چنین تیوبی منجر به تبخیر و تصعید سطح آند و نهایتاً گازی شدن آن می گردد. معمولاً عیوب مکانیکی تیوب سبب افزایش صدا در هنگام چرخش و نیز توقف سریع آن پس از هر اکسپوز می گردند. اپراتورهای باتجربه از روی صدای چرخش و زمان توقف آند پس از هر اکسپوز می توانند وضعیت سیستم حرکتی را تشخیص دهند.



شکل ۱۰-۳. سطح آند که دچار تضرس و ناهمواری گردیده است

می‌دانیم که سیم‌پیچ‌ها در اطراف گلویی اینسرت قرار گرفته‌اند و به استاتور موسومند. بروز هرگونه اشکال در اتصالات مربوط به استاتور، خازن اختلاف فاز، ولتاژ تغذیه و سایر موارد مشابه می‌تواند حرکت دورانی رامختل و نهایتاً موجب بروز عیب در تیوب گردد. به همین دلیل اغلب سازندگان ژنراتورهای اشعه ایکس، مدارات فرمان مربوط به آند را طوری طراحی می‌کنند که در صورت بروز هرگونه اشکال در اتصالات الکتریکی موتور، اجازه اکسپوز به اپراتور نمی‌دهد. خود سیم‌پیچها نیز می‌توانند دچار اشکال شوند که در آن صورت سیم‌پیچی دوباره استاتور و یا تعویض آن می‌تواند مشکل را برطرف نماید.

۳-۶-۳ عیوب مربوط به فیلامان

فیلامان تیوب می‌تواند به دلیل وارد آمدن شوک (ضربه) شدید، عبور شدت جریان بیش از حد مجاز و یاکهنگی و نازک شدن سیم فیلامان به مرور زمان، ذوب گردیده و یا پاره شود. در هر دو صورت شدت جریان الکتریکی نمی‌تواند در مدار فیلامان برقرار گردد و این به معنی بلااستفاده شدن تیوب مولد اشعه است.

برای افزایش طول عمر فیلامان، معمولاً آن را در حالت نیمه گرم (*preheat*) نگه می‌دارند و تنها چند ثانیه قبل از اکسپوز (در زمان *آمادگی*) آن را به گرمایش کامل می‌رسانند. اقدامات زیر برای افزایش طول عمر فیلامان بسیار مؤثر هستند.

۱- فیلامان عموماً در حالت گرمایش ملایم بسر برد.

۲- فیلامان در حالت التهاب کامل (*Heat*) برای مدت طولانی نگه داشته نشود.

برخی از ژنراتورها طوری طراحی می‌شوند که اگر اپراتور دکمه ردی را بیش از حد نگاه دارد فیلامان از حالت التهاب خارج می‌شود.

در هر حال بروز عیب در فیلامان در اکثر قریب به اتفاق موارد منجر به عدم عبور جریان الکتریکی از تیوب شده و آن را به طور کامل از کار می‌اندازد.

۳-۶-۴ عیوب مربوط به فضای خلاء

به هر دلیل که فضای خلاء درون اینسرت دچار اختلال گردد از جمله: تبخیر و تصعید سطح آند و معلق شدن ذرات در فضای خلاء. تبخیر و تصعید فیلامان و معلق شدن ذرات آن در فضای خلاء. نشت هوا، روغن و هر جسم خارجی (گاز) به درون اینسرت.

عبور جریان الکتریکی از تیوب غیرقابل کنترل می‌گردد و اگر ژنراتور مجهز به *OCP* باشد حتماً تحریک شده و اکسپوز را قطع خواهد کرد. در صورتی که ژنراتور مجهز به *OCP* نباشد اکسپوز انجام می‌شود ولی علی‌رغم عبور شدت جریان بسیار زیاد (میلی آمپر بسیار بالا) از تیوب، کیفیت اشعه حاصل بسیار پایین و کلیشه‌رادیوگرافی اصطلاحاً سفید می‌شود. یکی دیگر از عیوب، بروز پدیده آینه‌ای شدن اینسرت و کاهش خاصیت عایقی آن و در نتیجه ایجاد جرقه در داخل اینسرت است.

در اینجا نیز چاره کار تعویض تیوب (اینسرت) می‌باشد.

۷-۳ تیوب‌های اختصاصی

برخی از تیوب‌ها که در کاربردهای اختصاصی استفاده می‌شوند و به همین دلیل هم از جهاتی با تیوب‌های عمومی مولد اشعه تفاوت‌هایی دارند به طور اجمالی در زیر مورد بحث قرار خواهند گرفت:

الف) تیوب‌های مولد اشعه ایکس سه قطبی (گریدار)

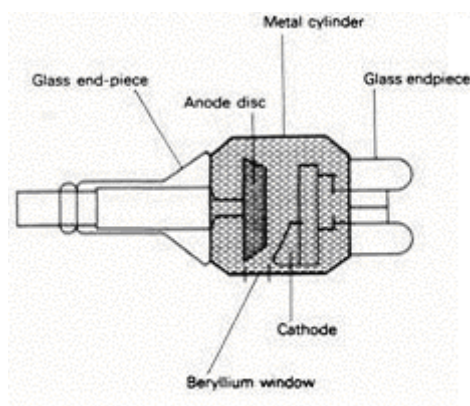
این نوع تیوب‌ها دارای الکتروود سومی هستند که به عنوان قطب کنترل‌کننده عملکرد تیوب مورد استفاده قرار می‌گیرد. به عبارت دیگر اینگونه تیوب‌ها علاوه بر تولید اشعه ایکس، به عنوان کلید قطع و وصل فشار قوی با عملکرد بسیار سریع و مطمئن در مدار ثانویه ترانس فشار قوی مورد استفاده قرار می‌گیرند. تیوب‌های سه قطبی در ژنراتورهای خازنی و نیز دستگاه‌های آنژیوگرافی سریع مورد استفاده دارند. مشخصات یک تیوب گریدار که در دستگاه‌های اشعه ایکس خازنی کاربرد دارد، در جدول زیر آمده است.

Max. operating voltage	kV	□ 125
Effective focal spot size	mm	1.2 x 1.2
Max. anode heat storage capacity	J (HU)	99,400 { 140,000 }
Max. continuous load W { HU/S }	Anode stationary	241 { 340 }
	Anode rotating	241 { 340 }
Max. filament voltage	V	15
Max. filament current *1	A	5.6
Cut-off grid voltage	V	-2000
Max. voltage between grid and filament	V	-3000
Target		Tungsten backed with molybdenum
Target angle	degree	16
Focal track diameter	mm	58

جدول ۳-۳. مشخصات تیوب گرید دار در دستگاههای اشعه ایکس خازنی

ب) تیوبهای میان فلزی

تیوبهایی هستند که قسمت میانی اینسرت از جنس فلز و دو طرف آن از جنس شیشه ساخته می شود (شکل ۳-۱۵).



شکل ۳-۱۱. سیلندر و پنجره برلیومی

جدول ۳-۴ دو تیوب مشابه یکی شیشه‌ای و دیگری میان فلزی را از نظر توان خروجی با هم مقایسه می کند:

تیوب شیشه‌ای (KW)	تیوب میان فلزی (KW)	اندازه فوکوس mm ^۲
۱۲	۱۵	۰/۳
۲۵	۳۵	۰/۶
—	۵۰	۰/۷
۵۰	—	۱
—	۱۰۰	۱/۲
۱۰۰	—	۱/۵

جدول ۳-۴.

ج) تیوب‌های ماموگرافی

در ماموگرافی نسوج نرم مورد معاینه قرار می‌گیرند و در این کاربرد، تفاوت‌های بسیار جزئی بین نسوج از لحاظ میزان جذب اشعه بسیار حایز اهمیت هستند. در ضمن تصاویر حاصله می‌بایست از قدرت تفکیک بسیار بالا برخوردار باشد. بنابراین تیوب‌های ماموگرافی اولاً در کیلو ولت‌های پایین (۳۰ تا ۴۰) می‌بایست قادر به کار باشند و ثانیاً می‌بایست فوکوس بسیار کوچک (میکروفوکوس) داشته باشند. خصوصیات تیوب‌های ماموگرافی را به شرح زیر می‌توان خلاصه کرد:

۱- فاصله بین آند و کاتد از تیوب‌های معمولی کمتر است.

۲- حداکثر کیلو ولت مجاز در تیوب‌های ماموگرافی از ۵۰ KV بالاتر نیست.

۳- جنس آند از مولیبدنیم است و باند فرکانس اشعه ایکس حاصل بسیار باریک است.

۴- اثر فیلتری تیوب بسیار کمتر از تیوب‌های معمولی است. استفاده از برلیوم برای دریچه خروجی و استفاده از شیشه نازکتر، خاصیت فیلتری تیوب را به مقدار قابل توجهی کاهش می‌دهد.

۵- تیوب‌های ماموگرافی دارای فوکوس‌های بسیار کوچک تا حد ۰/۱ میلی متر هستند و این خصیصه دست‌یابی به تصاویر رادیوگرافی با کنتراست و قدرت تفکیک بسیار بالا را امکان‌پذیر کرده است.

۳-۸ انتخاب صحیح تیوب برای کاربردهای مختلف

برای انتخاب یک تیوب مولد اشعه ایکس برای کاربردهای گوناگون عوامل متعددی می‌بایست مورد توجه قرارگیرند. این عوامل را به شرح زیر می‌توان خلاصه نمود:

۱- وضعیت آند شامل جنس، وضعیت چرخشی، زاویه.

۲- اندازه فوکوس‌ها و ظرفیت حرارتی آند به ازاء هر فوکوس.

۳- ظرفیت حرارتی شیلد.

۴- فیلامان و مشخصات الکتریکی آن.

۵- مشخصات مدار تغذیه استاتور.

۶- ریتینگ تیوب (برای فوکوس‌های مختلف).

۷- حداکثر کیلو ولت مجاز.

۳-۹ ستون نگهدارنده تیوب و انواع آن

ستون نگهدارنده تیوب علاوه بر نگهداری تیوب در وضعیت مناسب، تامین‌کننده مانورهای مناسب برای کاربردهای متعدد و گوناگونی است که اپراتور بدان نیاز دارد. خصوصیات اصلی ستون‌های نگهدارنده تیوب مولداشعه در زیر خلاصه شده‌اند:

۱- ستون می‌بایست طوری طراحی گردد که هنگام حرکت دادن و کار با آن هیچگونه ارتعاشی به وجود نیاید.

۲- کلیه حرکت‌ها و مانورهای مورد نیاز می‌بایست با سرعت و راحتی امکان‌پذیر باشند.

<p>- آند ایستا: رادیوگرافی دندان - رادیوگرافی پرتابل - رادیوگرافی موبایل - تلویزیون اتاق عمل.</p> <p>- آند دوار: دور نرمال ($3000RPM$): رادیوگرافی / فلوروسکپی عمومی تا ۷۵۰ میلی آمپر - ماموگرافی موبایل - رادیوگرافی موبایل.</p> <p>- دور تند ($10000RPM$): رادیوگرافی / فلوروسکپی تخصصی تا ۱۲۰۰ میلی آمپر - آنژیوگرافی محیطی.</p>	<p>چرخش آند</p>
---	-----------------

<p>- ظرفیت پایین (تا $K.H.U. 10$): رادیوگرافی دندان - تلویزیون اتاق عمل - رادیوگرافی پرتابل و موبایل تا ۱۰۰ میلی آمپر.</p> <p>- ظرفیت متوسط (تا $K.H.U. 200$): رادیوگرافی / فلوروسکپی عمومی - ماموگرافی - رادیوگرافی موبایل خازنی - آنژیوگرافی محیطی.</p> <p>- ظرفیت بالا (تا $K.H.U. 400$): رادیوگرافی / فلوروسکپی سنگین - تا $K.U.H. 600$ آنژیوگرافی - تا $M.H.U. 2$ سی.تی. اسکن.</p>	<p>ظرفیت حرارتی</p>
<p>- فوکوس کوچک (تا ۷ درجه زاویه): ماموگرافی (۱/۵ تا ۰/۵ میلی متر) - فلوروسکپی (۰/۴ تا ۰/۸ میلی متر) - آنژیوگرافی (۰/۴ تا ۰/۸ میلی متر) - دیجیتال رادیوگرافی (۰/۴ تا ۰/۸ میلی متر) - تلویزیون اتاق عمل (۰/۴ تا ۰/۸ میلی متر)</p> <p>- فوکوس متوسط (۱۰ تا ۱۴ درجه زاویه): فلوروسکپی (۱ و ۱/۲ میلی متر) - آنژیوگرافی (۰/۸ تا ۱/۲ میلی متر) - سی.تی. اسکن (۰/۸ تا ۱/۲ میلی متر) - تلویزیون اتاق عمل (۱ و ۱/۲ میلی متر).</p> <p>- فوکوس بزرگ (۱۴ تا ۳۰ درجه زاویه): رادیوگرافی عمومی (۱/۵ تا ۲ میلی متر) - سی.تی. اسکن (۱ تا ۱/۸ میلی متر) - رادیولوژی موبایل (۱/۲ تا ۲ میلی متر).</p>	<p>زاویه و اندازه فوکوس</p>
<p>- اینسرت شیشه‌ای معمولی: رادیوگرافی / فلوروسکپی - رادیوگرافی در کلیه کاربردها - آنژیوگرافی.</p> <p>- اینسرت با ضریب جذب پایین: ماموگرافی.</p> <p>- اینسرت میان فلزی: سی.تی. اسکن - آنژیوگرافی قلبی - سینه‌گرافی.</p>	<p>نوع اینسرت</p>

جدول ۵-۳. طبقه‌بندی کاربردی تیوب‌های مولد اشعه ایکس

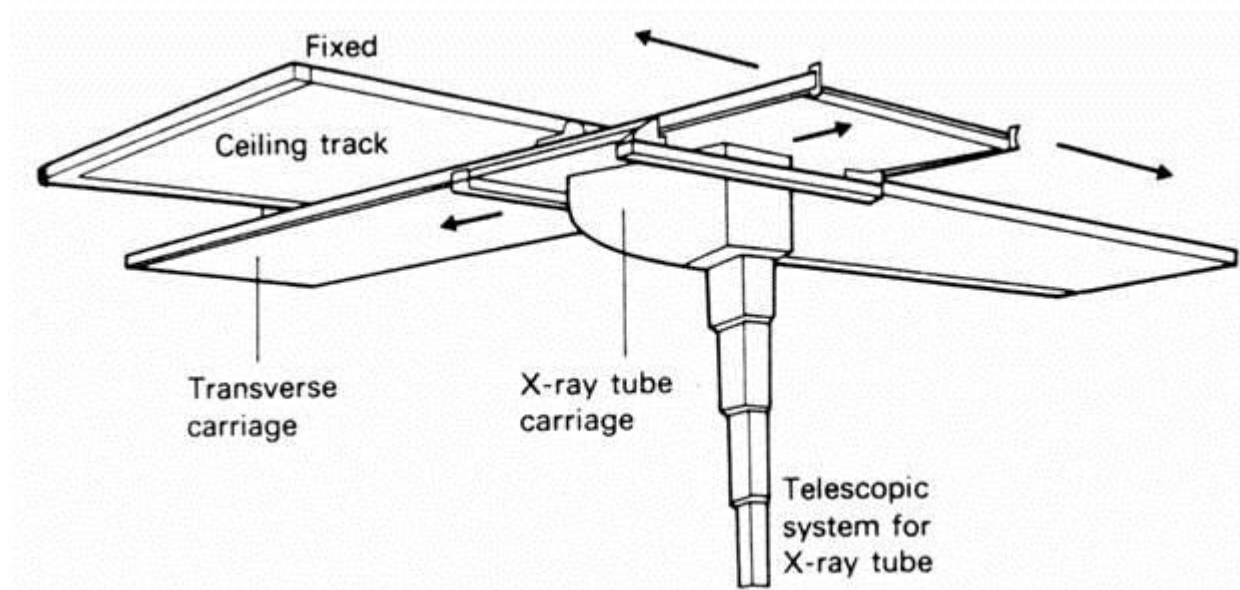
۳- تغییر وضعیت تیوب در کلیه جهات مورد نظر در تمامی طول تخت رادیوگرافی امکان پذیر باشد.

۴- حرکت های ستون (تیوب) می بایست از طریق قفل های الکترومکانیکی و یا مکانیکی قابل کنترل بوده و پس از تعیین وضعیت نهایی می بایست اپراتور قادر باشد آن را در وضعیت دلخواه ثابت کند.

انواع ستون های رادیوگرافی

الف - ستون تلسکوپی (ستون سقفی) ستونی است که توسط چهارچوب هایی به سقف اتاق محکم شده و حرکت افقی در طول و عرض اتاق را تأمین می نماید. حرکت عمودی (بالا و پایین) نیز توسط تلسکوپی که در انتهای آن تیوب قرار گرفته است انجام می گیرد. اینگونه ستون ها مجهز به قفل های الکترومغناطیسی ((Electromagnetic lock بوده و به دلیل قدرت مانور بسیار زیاد، عدم اشغال فضای مفید اتاق، راحتی کار و عدم مزاحمت برای حرکت بیمار، برانکار و پرسنل از مناسب ترین انواع ستون ها محسوب می گردند.

ب - ستون عمودی به سه دسته «ستون های کفی»، «ستون های کفی سقفی» و ستون های چسبیده به تخت تقسیم می شوند. دو نمونه اول از متداول ترین ستون های رادیوگرافی در ایران به شمار می آیند.



شکل ۱۲-۳. ستون سقفی رادیوگرافی

ستون‌های کفی فقط به کف اتاق اتکاء دارند، با پایه T شکل خود تعادل را برقرار و روی ریل حرکت می‌کنند. اینگونه ستون‌ها از لحاظ نصب بسیار ساده و راحتند ولی بر روی زمین فضای نسبتاً زیادی را اشغال می‌کنند.

ستون‌های کفی - سقفی تعادل خود را از طریق تکیه‌گاهی که در سقف تعبیه می‌گردد تأمین می‌نمایند. حرکت این ستون‌ها نیز بر روی ریل انجام می‌گیرد و عموماً مجهز به قفل‌های مکانیکی و یا الکترومکانیکی بوده و فضای کمتری را نسبت به انواع کفی در روی زمین اشغال می‌کنند. هر دوی این ستون‌ها ساده‌تر از نوع تلسکپی هستند ولی طول عمر کمتری دارند.

نوع سوم ستون‌هایی هستند که عموماً برای موارد توموگرافی طراحی شده‌اند ولی در ایران به صورت ستون‌گرافی از آنها استفاده می‌شود. این ستون‌ها به بوکی تخت بوکی متصل‌اند و از ضمایم آن محسوب می‌شوند.

تخت‌های کنترل از راه دور نیز عموماً دارای ستون‌های عمودی چسبیده به تخت هستند و کلیه حرکت‌های آن‌به صورت کنترل از راه دور، انجام می‌شود.

بخش ۴

ابزار کنترل اشعه ایکس

شدت تابش از یک تیوب مولد اشعه ایکس با واحد رونتگن یا میلی رونتگن اندازه‌گیری می‌شود. یک رونتگن شدت تشعشعی است که $10^9 \times 2/08$ جفت یون را در یک سانتی‌متر مکعب هوا تولید می‌کند.

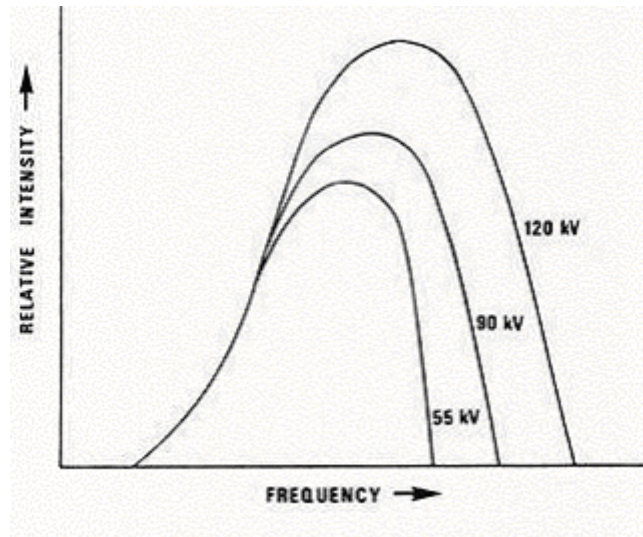
راد (Rad یا GY) واحد دوز جذب شده توسط یک جسم است. آثار بیولوژیکی پرتوهای X بر روی بافت‌های زنده متناسب با دوز دریافت شده افزایش می‌یابد. هر راد برابر ۱۰۰ ارگ بر گرم (Erg/gr) است و اغلب برای اندازه‌گیری مقدار تشعشع دریافت شده توسط موجود زنده مورد آزمایش استفاده می‌شود.

ابزار اندازه‌گیری دوز اشعه (دوزیمتر) مانند فیلم بیج و یا دوزیمترهای قلمی، دوز دریافتی را برحسب رقم‌اندازه‌گیری می‌کنند که از نظر کمیت برابر با راد است ولی از لحاظ کاربردی برای بیان مقدار پرتو X دریافت شده توسط کارکنان بخش‌های رادیولوژی و رادیوتراپی استفاده می‌شود. شدت تابش اشعه از یک تیوب مولد اشعه X در ۷۰ کیلو ولت حدود ۳ تا ۶ میلی رونتگن به ازای یک mAS است. شکل ۴-۱ منحنی شدت تابش پرتو X برای حوزه وسیعی از شرایط رادیوگرافی توسط یک ژنراتور تک فاز تمام موج را نشان می‌دهد.

نتایج حاصل از منحنی‌های فوق را با استفاده از روابط ریاضی به صورت زیر می‌توان بیان نمود:

شدت پرتو ایکس خروجی از یک تیوب مولد اشعه با mAS و مجذور کیلو ولت حداکثر (KVP) نسبت مستقیم دارد.

mAS را شاخص حجم و KVP را شاخص حداکثر انرژی فوتون‌های اشعه ایکس تولیدشده می‌توان به حساب آورد. برای دوبرابرشدن شدت پرتو ایکس می‌بایست KVP را ۴۱ درصد افزایش داد ($2 = 1/41 \times 1/41$). به عبارت دیگر می‌توان گفت با افزایش KVP به میزان ۴۱ درصد می‌توان mAS را به نصف تقلیل داد بدون این که شدت تشعشع تولیدشده تغییر کند. از طرف دیگر می‌دانیم که شدت پرتو ایکس در یک نقطه متناسب است با عکس مجذور فاصله آن نقطه از منبع تولید اشعه.



شکل ۴-۱. منحنی شدت تابش اشعه ایکس

در رادیوگرافی تشخیصی حاصل کار عموماً تأثیری است که تشعشع X پس از عبور از بدن بیمار بر روی فیلم و یا صفحات حساس به جا می‌گذارد. انرژی پرتو تابش تابع روابط فوق است. اما بخشی از انرژی تشعشعی توسط بدن بیمار جذب می‌گردد و بخشی نیز از بدن او عبور کرده و تعیین‌کننده کیفیت تصویر حاصل از یک رادیوگرافی است. می‌دانیم که با افزایش ضخامت و ضریب جذب جسم، بخش بزرگتری از انرژی شعاع تابیده شده جذب و جزء کوچکتري قادر به عبور خواهد بود. مثلاً پرتو ایکس با انرژی $10KV$ تقریباً ۱۵٪ به‌ازاء هر سانتی‌متر ضخامت بافت نرم کاهش انرژی پیدا می‌کند (تضعیف می‌شود). نکته مهم این که مقدار کاهش انرژی پرتو X برای کیلوولت‌های مختلف ثابت نبوده و با افزایش انرژی (فرکانس) شعاع تابش کاهش می‌یابد. شکل ۴-۲ منحنی تضعیف اشعه ایکس به‌ازاء کیلوولت‌های مختلف را نشان می‌دهد. نتیجه را می‌توان به ترتیب زیر خلاصه کرد:

شدت (انرژی مؤثر) شعاع پرتو X متناسب با مجذور کیلوولت افزایش می‌یابد.
قابلیت نفوذ اشعه با افزایش کیلوولت بیشتر شده و این یک رابطه غیرخطی است.
میزان جذب شعاع پرتو X متناسب با ضخامت و ضریب جذب جسم مورد تابش افزایش می‌یابد.

ضریب جذب یک ماده با افزایش عدد اتمی و دانسیته آن زیاد می‌شود.
شدت شعاع پرتو X با mAS متناسب است.
شدت شعاع پرتو X در یک نقطه با عکس فاصله آن نقطه تا منبع تشعشع متناسب است.

برای اندازه‌گیری قابلیت نفوذ یک شعاع پرتو X از کمیتی به نام لایه نیم‌جذب (HVL) استفاده می‌کنیم. طبق تعریف HVL ضخامتی از ماده مورد تابش است که می‌تواند انرژی شعاع پرتو X را به نصف تقلیل دهد. مثلاً لایه نیم‌جذب شعاع پرتو X تشخیصی معمولاً معادل ۳ تا ۵ میلی‌متر آلومینیم و یا ۴ تا ۸ سانتی‌متر از بافت نرم است. معمولاً HVL را با واحد میلی‌متر تعیین می‌کنند. جدول ۴-۱. رابطه بین HVL و KVP پرتو X تولیدشده توسط یک تیوب مولد اشعه در کاربرد کلینیکی را نشان می‌دهد.

KVP	$HVL (mm AL)$
۵۰	۱/۹۰
۷۵	۲/۸۰
۱۰۰	۳/۷۰
۱۲۵	۴/۵۵
۱۵۰	۵/۴۵

جدول ۴-۱. HVL بر حسب KVP ژنراتور تک فاز تمام موج

شعاع پرتو X هنگام عبور از بدن بیمار دچار پراکندگی می‌گردد و اشکالی از پراکندگی که در رادیولوژی تشخیصی اهمیت دارند به شرح زیرند:

۱- پراکندگی کلاسیک: برخی از اتم‌های جسم مورد تابش، فوتون‌های کم‌انرژی (کمتر از 10 Kev) پرتو X را جذب کرده و فوتوهای دیگری با همان طول موج را آزاد می‌کنند که در مسیری غیر از مسیر فوتون اولیه به حرکت خود ادامه می‌دهند. بنابراین می‌توان گفت که در برخورد کلاسیک (پراکندگی تامسون) تغییر مسیر تابش بدون تغییر در انرژی اتفاق می‌افتد. تغییر مسیر طوری اتفاق می‌افتد که بخش بزرگی از پرتوهای ثانویه به سمت جلو پراکنده می‌شوند. این نوع پراکندگی در تمامی کاربردهای تشخیصی اشعه ایکس روی می‌دهد و اثرات نامطلوبی را بر روی کلیشه رادیوگرافی می‌تواند ایجاد کند. استفاده از صافی‌های آلومینیومی با ضخامت ۱ تا ۲ میلی‌متر در محل خروج پرتو X (از دهانه تیوب مولد اشعه) سبب کاهش قابل ملاحظه پرتوهای با انرژی پائین‌گردیده و اثرات نامطلوب پرتوهای ثانویه با انرژی کم را به میزان قابل توجهی کاهش می‌دهند. این نوع فیلترها بر روی کلیه تیوب‌های مولد اشعه (به جز تیوب‌های ماموگرافی) مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۲- اثر کامپتون: پرتوهای X با انرژی متوسط، یعنی پرتوهای مورد استفاده در اغلب رادیوگرافی‌های تشخیصی، هنگام برخورد با اتم‌های جسم، الکترون‌های لایه خارجی را آزاد کرده و اتم را یونیزه می‌کنند. آزاد شدن الکترون لایه خارجی سبب تابش پرتو X با انرژی کاهش یافته و در مسیری دیگر می‌گردد. تابش پرتو ثانویه در زوایای مختلفی بین صفر و 180° درجه می‌تواند اتفاق بیفتد. بنابراین برخی فوتون‌ها می‌توانند حتی در خلاف جهت مسیر تابش اولیه حرکت کنند. نکته قابل توجه این که اولاً پدیده پراکندگی طبق اثر کامپتون تابع پیچیده‌ای از انرژی پرتو اولیه است و ثانیاً با افزایش ضخامت لایه مورد تابش، میزان پرتوهای ثانوی افزایش می‌یابد.

۳- اثر فتوالکتریک: پرتوهای X می‌توانند با الکترون‌های لایه‌های خارجی اتم‌های جسم مورد تابش برخورد نمایند و طبق پدیده فتوالکتریک سبب آزاد شدن یک الکترون و یک فوتون پرتو X با انرژی بسیار کم شوند که توسط اتم‌های هم‌جوار به سرعت جذب می‌شود. نتیجه کلی، جذب کامل انرژی پرتو X در درون جسم می‌باشد.

در رادیولوژی تشخیصی پرتوهای ثانویه و یا پراکنده، پرتوهای غیرمفید محسوب می‌گردند و اثرات نامطلوبی بر روی کنتراست فیلم رادیوگرافی باقی می‌گذارند. مه‌آلود شدن فیلم از آثار نامطلوبی است که پرتوهای ثانوی بر روی فیلم ایجاد می‌کنند.

با توجه به مطالب فوق پرتوهایی که از بدن بیمار عبور کرده و خود را به فیلم می‌رسانند به شرح زیرند:

(۱) **شعاع پرتو اولیه:** که پس از عبور از بدن بیمار تضعیف شده و نرخ کاهش انرژی آن به ضریب جذب و ضخامت نسوجی که مورد تابش قرار می‌گیرند بستگی دارد. بنابراین انرژی پرتو عبور کرده از بدن بیمار در نقاط مختلف متفاوت بوده و همین تفاوت است که سطوح مختلف خاکستری را بر روی کلیشه رادیوگرافی می‌سازد.

(۲) **پرتوهای ثانویه:** عمده‌تاً از پراکندگی پرتو اولیه طبق اثر کامپتون در بدن بیمار حاصل می‌شود. چرا؟ آن دسته از پرتوهای ثانویه که به سمت جلو حرکت می‌کنند از نظر تشخیصی حائز اهمیت بوده و می‌توانند بر روی فیلم تأثیرات نامطلوب بگذارند. موارد زیر را در رابطه با تشعشعات ثانویه می‌بایست مورد توجه قرار داد:

(۱) **مقدار (حجم) تشعشعات ثانویه با ضخامت جسم مورد تابش و میدان تشعشع رابطه مستقیم دارد.** بنابراین در موارد زیر پرتوهای ثانویه افزایش می‌یابند:

(الف) رادیوگرافی از بیماران چاق و اعضای ضخیم بدن

(ب) رادیوگرافی از اعضای حجیم و استخوانی بدن

(ج) افزایش میدان تابش اشعه (رادیوگرافی ساده شکم و یا ستون مهره‌ها).

۲) اگرچه با افزایش کیلوولت درصد پراکندگی کاهش می‌یابد، ولی بخش بزرگتری از پرتوها به سمت جلو بازتاب یافته و خود را به فیلم می‌رسانند. این پرتوها حامل انرژی نسبتاً زیادی هستند. بنابراین هر چند با افزایش کیلوولت پراکندگی از لحاظ کمی کاهش می‌یابد ولی تأثیرات نامطلوب آن بر روی صفحات حساس و فیلم افزایش پیدا می‌کند.

۳) اثر پرتوهای پراکنده بر روی فیلم به صورت کاستن از کیفیت فیلم و مه‌آلود کردن آن خود را نشان می‌دهد.

چگونه می‌توان این تأثیرات نامطلوب را به حداقل کاهش داد؟

۱) به کارگیری ابزاری جهت محدود کردن میدان تشعشع (محدود کردن مقدار تشعشعات ثانویه)

۲) به کارگیری ابزاری جهت کاهش ضخامت (حجم) موضع مورد معاینه

۳) به کارگیری ادواتی که از رسیدن پرتوهای ثانویه به فیلم ممانعت به عمل آورند.

۴-۱ وسایل محدودکننده پرتوهای اولیه

پرواضح است که هر چند عضو مورد آزمایش برای رادیوگرافی کوچکتر باشد به میدان تشعشع محدودتری نیاز خواهد بود. بنابراین به کارگیری ابزاری که بتواند ابعاد میدان تشعشع را بنا به نیاز کوچک یا بزرگ کند، در کاهش تشعشعات پراکنده نقش بسیار مؤثری می‌تواند داشته باشد. لوکالیزاتور و کلیماتور (دیافراگم) از وسایلی هستند که برای محدود کردن میدان تشعشع (کادر اشعه) به کار برده می‌شوند.

الف) لوکالیزاتورها

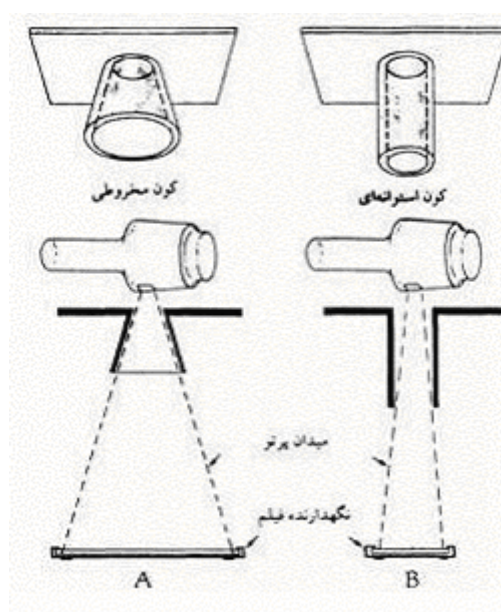
لوکالیزاتورها عموماً به شکل مخروطی (گاهاً استوانه‌ای) از جنس برنج یا استیل ضخیم (احیاناً با پوششی از سرب) ساخته می‌شوند که از هر طرف باز است. از یک سمت (قاعده کوچک‌تر) بر روی دریچه خروج پرتو X از تیوب مولد اشعه قرار می‌گیرند و میدان تشعشع را به صورت دایره‌ای شکل در می‌آورند. شعاع این دایره را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد:

$$r = LA + F \times D/2$$

در رابطه فوق: A : فاصله فوکوس تا فیلم - L : طول لوکالیزاتور (ارتفاع مخروط ناقص) - F : فاصله فوکوس تا قاعده کوچک مخروط - D : قطر قاعده بزرگ - r : شعاع میدان تشعشع در فاصله A از منبع پرتو (تارگت).

از آن جا که قطر دهانه لوکالیزاتورها ثابت است، فقط برای موارد خاص به کار گرفته می‌شوند. قبل از ساخت و ارائه دیافراگم‌های امروزی با تسهیلات وسیع، لوکالیزاتورها وسیعاً در رادیوگرافی‌های عمومی مورد استفاده قرار می‌گرفتند، ولی امروزه کاربرد آنها محدود به موارد خاص شده است. لوکالیزاتور مخروطی فقط برای رادیوگرافی از سر و صورت استفاده می‌شود. در شکل ۴-۲ لوکالیزاتور مخروطی و استوانه‌ای نشان داده شده‌اند.

در رادیوگرافی‌های دندان لوکالیزاتورهای مخروطی هنوز کاربرد وسیع دارند و به همراه دیافراگم‌های دایره‌ای به صورت یک وسیله واحد ساخته شده و محدودکننده میدان تشعشع بسیار مناسبی برای این گونه کاربردها محسوب می‌گردند.



شکل ۴-۲. انواع لوکالیزاتور

ب) کلیماتور یا دیافراگم شکاف‌دار

دایره‌ای شکل بودن میدان تشعشع و ناهمخوانا بودن آن با اعضای غیردایره‌ای شکل بدن و ابعاد فیلم‌های رادیوگرافی که عموماً به صورت چهارگوش هستند، با استفاده از دیافراگم‌های شکاف‌دار مرتفع می‌شوند. این دیافراگم میدان تشعشع چهارگوش ایجاد می‌کنند و عموماً به دو شکل ساخته می‌شوند:

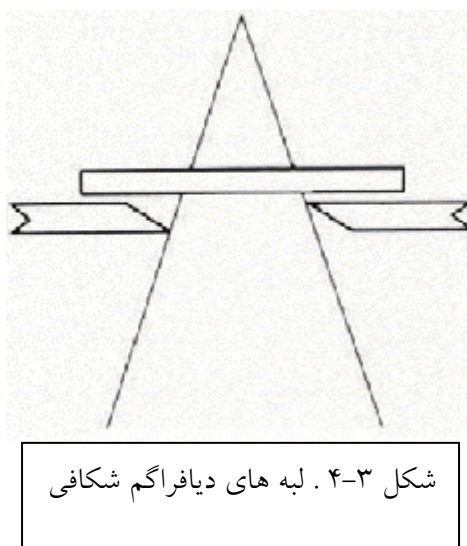
۱) صفحه‌ای فلزی که در وسط آن شکافی چهارگوش (مربع مستطیل) قرار گرفته و می‌توان آن را مانند لوکالیزاتورها در محل دریچه تیوب مولد اشعه تعبیه نمود. معمولاً این گونه

دیافراگم‌ها، در اندازه‌های مختلف برای کاربردهای متفاوت مورد استفاده قرار می‌گیرند و عموماً به صورت کشویی در محل دریچه خروجی تیوب قرار گرفته و یا روی آن باز می‌شوند.

- ۲) هر دیافراگم میدان تشعشعی با ابعاد ثابت (در فاصله ثابت) ایجاد کرده و اگر تغییر اندازه‌های میدان تشعشع مورد نیاز باشد نمی‌توان از آنها استفاده نمود. در این گونه موارد دیافراگم‌هایی استفاده می‌شود که دهانه آنها (ابعاد میدان تشعشع) بنا به نیاز قابل تنظیم باشند.
- ۳) دیافراگم‌های شکافی قابل تنظیم که می‌تواند کادر اشعه را به دلخواه تنظیم نماید.

۲-۴ دیافراگم‌های شکافی قابل تنظیم

این نوع دیافراگم‌ها دارای دو جفت لبه فلزی (سربی) موازی و قابل تنظیم هستند که بر هم عمود و هر جفت، میدان تشعشع را به طور متقارن (نسبت به خط وسط) از یک جهت محدود می‌نمایند. شکل ۳-۴ نمای شماتیک این لبه‌های محدودکننده را نشان می‌دهد.



شکل ۳-۴. لبه‌های دیافراگم شکافی

هر جفت مستقل از دیگری حرکت می‌کند و بنابراین محدود نمودن میدان با تشعشع با اندازه‌ای دلخواه از هر دو جهت امکان‌پذیر است. این لبه‌ها در شعاع مرکزی به یکدیگر می‌رسند. سیستم حرکتی هر جفت از لبه‌ها طوری طراحی شده است که میزان دورشدن هر لبه از مرکز با دیگری برابر است (میدان متقارن). شکل ۴-۴ یک جفت از این لبه‌ها را نشان می‌دهد. ابعاد میدان تشعشع را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد:

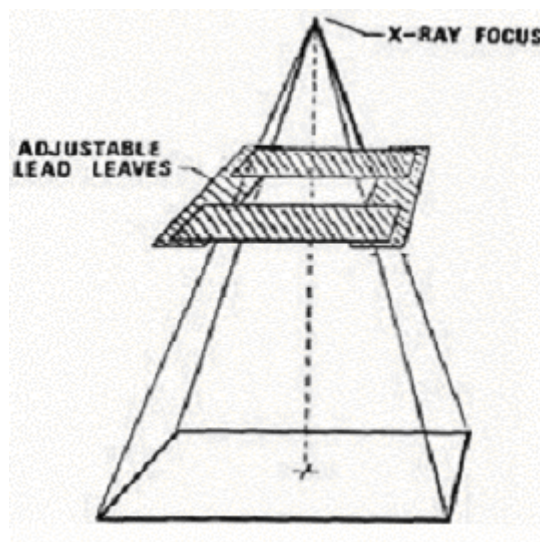
$$L = A/F \times D$$

L : طول یک طرف از میدان تشعشع - A : فاصل فوکوس تا فیلم - F : فاصله لبه‌های محدودکننده تا فوکوس - D : فاصله دو لبه از یکدیگر

هر جفت از لبه‌ها توسط دکمه دستی و یا اتوماتیک حرکت داده می‌شوند. این نوع کلیماورها معمولاً به یک سیستم نوری مجهزند که میدان تشعشع را به صورت یک کادر نورانی به اپراتور نشان می‌دهند. سیستم نوری طوری تعبیه گردیده است که توسط یک لامپ و آینه‌ای که نور آنرا منعکس می‌گرداند، می‌تواند دقیقاً میدان تشعشع را شبیه‌سازی نماید.

بنابراین میدان تشعشع بنا به نیاز با سهولت و دقت کافی برای اندازه‌های مختلف اعضای بدن و فیلم‌های رادیوگرافی قابل تنظیم بوده و همین دلیل امروزه متداولترین وسیله جهت محدود نمودن میدان تشعشع همین دیافراگم‌های نورانی شکافی قابل تنظیم می‌باشند.

امروزه این نوع دیافراگم‌ها به صورت کاملاً اتوماتیک بر روی سیستم‌های رادیوگرافی کنترل از راه دور نصب می‌شوند و قادرند به صورت خودکار با محاسبه فاصله، اندازه فیلم، زاویه نسبت به فیلم و سایر عوامل مؤثر، دهانه دیافراگم را در هنگام اکسپوز دقیقاً به اندازه‌های مورد نیاز تنظیم نمایند.



شکل ۴-۴. لبه‌های دیافراگم و نحوه حرکت آنها

یکی از مشکلات مربوط به دیافراگم‌های شکافی ایجاد نیم‌سایه در ناحیه محیطی میدان تشعشع است که به دلایل زیر اتفاق می‌افتد:

(۱) نزدیک بودن دیافراگم به منبع تشعشع (فوکوس) سبب ایجاد «عدم وضوح هندسی»

می‌شود.

۲) وجود تشعشعاتی که به پرتوهای خارج از فوکوس موسومند. این نوع تشعشعات به دلیل کمانه کردن برخی از الکترون‌ها در برخورد اول و جذب آنان توسط سایر نقاط تارگت تولید می‌شوند. انرژی آنها نزدیک به انرژی پرتو اولیه است و نمی‌توان توسط صافی‌ها آنها را بی‌اثر کرد و به خصوص در مورد تیوب‌های دارای آنددوار این پدیده اجتناب‌ناپذیر است. اثرات نامطلوب این‌گونه پرتوها را می‌توان به طریق زیر خنثی نمود:

- تعبیه سرب کاسه‌ای شکلی در دریچه خروجی تیوب که در وسط آن دریچه چهارگوشی قرار گرفته و ابعاد آن حتی المقدور کوچک است. این وسیله که می‌توان آن را یک دیافراگم شکافی ثابت به حساب آورد، بسیاری از تشعشعات پراکنده و یا خارج از فوکوس را محدود می‌نماید.

- استفاده از دیافراگم‌های شکافی قابل تنظیم با لبه‌های دوبل و یا چند لبه. طرز کار این نوع دیافراگم دقیقاً شبیه به دیافراگم‌های قابل تنظیمی است که در بالا مورد بحث قرار گرفته‌اند. تنها تفاوت، تعداد لبه‌های محدودکننده میزان تشعشع است که معمولاً به جای یک جفت، دو جفت لبه (یا بیشتر) برای محدود کردن میدان در یک جهت به کار برده شده‌اند. هر جفت از لبه‌ها با جفت متقارن خود حرکت کرده و به این ترتیب تا حدود زیادی نیم‌سایه‌های خطوط مرزی میدان تشعشع را از بین می‌برند.

دیافراگم‌های نوری عموماً دارای تجهیزات زیر هستند:

۱) دسته‌ها (دکمه‌ها)ی تنظیم میدان تشعشع که به سمت اپراتور قرار گرفته‌اند و با چرخاندن آنها میدان تشعشع با سهولت تمام تنظیم می‌شود.

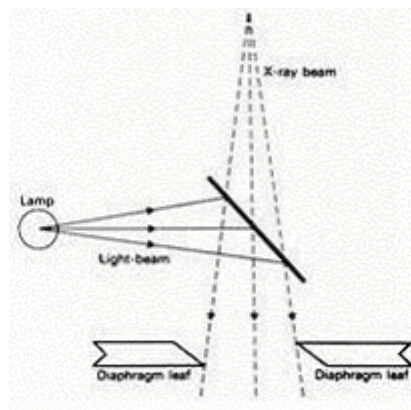
۲) وسیله‌ای که قابلیت حرکت چرخشی را برای دیافراگم فراهم می‌آورد.

۳) تایمری که با فشار یک دکمه، لامپ سیستم نوری را روشن نموده و پس از مدت مشخصی (حدود ۳۰ ثانیه) آنرا جدا نمود.

۴) ریلی که انواع لوکالیزاتورها را در صورت نیاز می‌توان در داخل آن قرار داد و پس از انجام کار نیز به راحتی می‌توان آنرا جدا نمود.

۵) دیافراگم‌های اتوماتیک به موتور مجهز هستند. به طوری که از راه دور (ریموت کنترل) به وسیله دسته‌هایی که بر روی سریوگراف و یا میز کنترل تخت قرار دارند، می‌توان میدان تشعشع آنها را تنظیم نمود. در انواع دیگری از دیافراگم‌های نوری که معمولاً همراه با تخت‌های کنترل از راه دور مورد استفاده قرار می‌گیرند، هنگام فلوروسکپی میدان تشعشع از راه دور کنترل می‌شوند، ولی در هنگام اکسپوز متناسب با اندازه کاست، $F.F.D$ ، تعداد اسپات و زاویه تیوب نسبت به کاست، میدان تشعشع توسط سیستم‌های الکترونیک محاسبه و دهانه دیافراگم درست به اندازه مورد نیاز باز

می‌شود. به این ترتیب از تابش اشعه به نواحی جانبی موضع موردنظر جلوگیری به عمل می‌آید و حفاظت بیشتری برای بیمار تأمین می‌گردد.



شکل ۴-۵. سیستم نوری دیافراگم

۳-۴ ابزار محدودکننده پرتوهای ثانویه

الف) کمپرسور

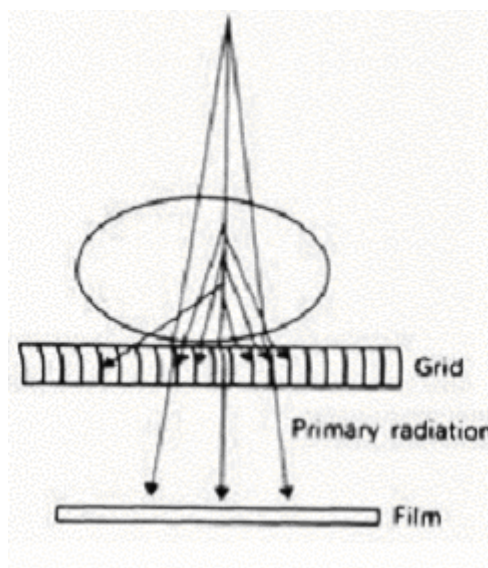
اگرچه کمپرسور وسیله‌ای برای محدود کردن میدان تشعشع به حساب نمی‌آید ولی برای کاستن از حجم پرتوهای پراکنده وسیله‌ای بسیار مفید است. این وسیله با اعمال فشار بر روی موضعی از بدن بیمار که در مقابل اشعه قرار می‌گیرد، بافت‌های چربی (و گازهای مزاحم در مورد جهازهاضمه) را از میدان تشعشع خارج کرده و باکم کردن ضخامت عضو، کیلو ولت (KV) مورد نیاز برای رادیوگرافی را کم و در مجموع حجم پرتوهای پراکنده را به مقدار قابل توجهی کاهش می‌دهد.

نوار کمپرسور مورد استفاده در رادیوگرافی، یک نوار پارچه‌ای محکم از جنس کتان و یا نایلون مخصوص باعرض ۲۰ تا ۳۵ سانتی‌متر است که در دو طرف در ریل‌های طولی تخت رادیوگرافی قرار گرفته و می‌توان جای آن‌را در طول تخت به دلخواه تغییر داد. در یک انتهای نوار، میله‌ای قرار گرفته که در درون ریل طولی تخت قرار می‌گیرد و در طرف دیگر سیستمی است که به وسیله یک دسته می‌تواند نوار را به دور میله استوانه‌ای شکل جمع‌نماید. بدن بیمار (موضع مورد نظر) در زیر این نوار قرار می‌گیرد و اپراتور با چرخاندن دسته، بر روی موضع مورد معاینه فشار وارد می‌کند. در پایان رادیوگرافی با آزاد کردن ضامن نگهدارنده، کمپرسور آزاد می‌شود و اپراتور با چرخاندن آن به دور میله استوانه‌ای شکل آن را جمع می‌کند. این وسیله در عین سادگی جهت کاهش اثرات نامطلوب تشعشعات پراکنده بسیار مؤثر است.

سایر انواع کمپرسور، در کاربردهای مختلف به اشکال و مکانیزمهای متفاوت به کار برده می‌شوند. یکی از کاربردهای عمده ماموگرافی است که سیستمهای مربوطه به کمپرسور موتوری مجهز بوده و می‌تواند ضخامت پستان را در هنگام ماموگرافی با فشار مناسب کاهش دهد و از این طریق پرتوهای پراکنده را به حداقل برساند.

(ب) گرید

وسیله‌ای که برخورد پرتوهای ثانویه را به فیلم رادیوگرافی محدود می‌نماید گرید نام دارد. گرید از یک ردیف‌نوارهای جاذب اشعه (نوارهای سربی) تشکیل شده است و فضای بین نوارها را موادی با ضریب جذب بسیار پایین (رادیولوسنت) پر کرده است. با قراردادن گرید در میدان تشعشع بین بیمار و فیلم، پرتو اولیه به راحتی از فضای رادیولوسنت بین نوارها عبور می‌کند، در حالی که تشعشعات پراکنده‌ای که از زوایای متفاوتی به سوی فیلم در حرکتند، نمی‌توانند از بین نوارهای جاذب اشعه عبور کرده و خود را به فیلم برسانند (شکل ۴-۶)



شکل ۴-۶. گرید

با این حال بخشی از فوتونهای پرتوهای ایکس پراکنده که به گرید برخورد می‌کنند توسط نوارهای سربی جذب شده و بخشی نیز از فضای میانی نوارها عبور کرده و خود را به فیلم می‌رسانند. خصوصیات فیزیکی گرید و زاویه برخورد تشعشعات پراکنده دو عامل اصلی در تعیین میزان جذب تشعشعات پراکنده به حساس می‌آیند.

ب-۱- نسبت گرید

گرید را می‌توان یک سری کانال برای عبور پرتو ایکس به شمار آورد که با آرایش خاصی در کنار هم قرار گرفته‌اند. عبور از این کانال‌ها برای پرتو اولیه با سهولت و برای پرتوهای پراکنده به سختی انجام می‌گیرد. به عبارت دیگر پرتو اولیه در عبور از این کانال‌ها بخش ناچیز و پرتوهای پراکنده بخش بزرگی از انرژی خود را ازدست می‌دهند. به همین دلیل رادیوگرافرها هنگام رادیوگرافی با استفاده از گرید، چند کیلوولت شرایط را بالاتر از زمانی که رادیوگرافی بدون گرید انجام می‌شود انتخاب می‌کنند. در شکل ۷-۴ دو کانال از دو گرید مختلف با هم مقایسه شده‌اند. خصوصیتی که این تفاوت را بیان می‌کند به نسبت گرید موسوم است که طبق تعریف برابر است با نسبت ارتفاع به عرض کانال‌ها. نسبت معمولی در رادیوگرافی عمومی ۸:۱ و ۱۰:۱ است. این نوع گریدها می‌توانند تا حدود ۹۰ درصد تشعشعات ثانویه را غربال کنند و از رسیدن آنها به فیلم ممانعت به عمل آورند.

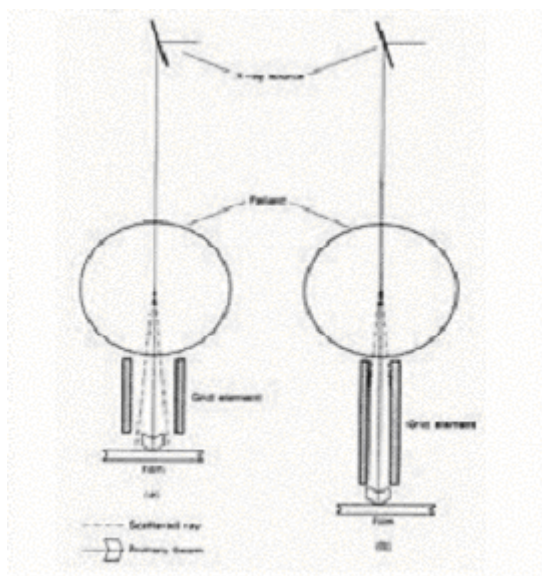
ب-۲- فرکانس (ضریب) گرید

تعداد کانال‌های عبور پرتو در واحد طول (سانتی‌متر یا اینچ) را فرکانس (ضریب) گرید می‌نامیم. در یک کلیشه رادیوگرافی که از یک گرید گرفته شده باشد خطوط نازکی را می‌توان مشاهده نمود. این خطوط همان کانال‌های عبور اشعه هستند. هر چه این نوارها یکنواخت‌تر، نازک‌تر و نزدیک‌تر به هم باشند، تشخیص آنها بر روی فیلم مشکل‌تر است و حتی در برخی از انواع غیرقابل تشخیص می‌باشند. برای ساختن گرید با فرکانس بالا، می‌بایست اولاً نوارهای سربی بسیار نازک در نظر گرفته شوند و ثانیاً فاصله بین دو نوار سربی می‌تواند سبب جذب ناقص پرتوهای پراکنده و نهایتاً منجر به از دست دادن کیفیت کار گرید شود. بنابراین می‌بایست تعادلی بین فرکانس وضخامت نوارهای سربی به وجود آید. گریدهای با ۳۰ نوار در سانتی‌متر (۷۵ نوار در اینچ) دارای کیفیت مطلوب برای کاربرد رادیوگرافی عمومی محسوب می‌شوند. گریدهای با فرکانس بالا تر تا حدود ۴۰ نوار در سانتی‌متر (۱۰۰ نوار در اینچ) از انواع گریدهای با فرکانس بسیار بالا به شمار می‌آیند و کاربردهای خاصی دارند.

ب-۳- ارزیابی کیفی گریدها

کیفیت کار گریدها به عوامل متعددی از جمله نسبت گرید، فرکانس گرید، ضخامت نوارهای سربی، وزن سرب موجود در واحد سطح و جنس مواد حد فاصل وابسته است. علاوه

بر این‌ها کاربرد مورد نظر نیز در تعیین‌گرید مناسب تأثیر تعیین‌کننده دارد. در کیلوولت‌های زیاد گرید با نسبت بالا مورد نیاز است حال آن که در مواردی مانند رادیوگرافی کودکان، گرید با نسبت پائین مناسب‌تر است. رادیوگرافی فک و دندان احتیاج به گرید با فرکانس بالا دارد در حالی که برای آزمایشات مربوط به جهاز هاضمه با باریم نیاز به گرید با فرکانس بالا نیست. در مورد یک دستگاه رادیوگرافی موبایل استفاده از گریدهای سبک ارجح است در حالی که برای دستگاه تلویزیون اتاق عمل به علت نیاز به قدرت تفکیک بالا گرید با نسبت و فرکانس بالا مناسب‌تر است. بنابراین در انتخاب گرید خصوصیات دقیق فیزیکی از یک طرف و کاربرد آن از طرف دیگر می‌بایست مورد توجه قرار گیرد.



شکل ۴-۷. کانال عبور اشعه با نسبت های مختلف

ب-۴- ضریب افزایش کنتراست گرید

نسبت کنتراست یک رادیوگرافی با استفاده از گرید به کنتراست همان رادیوگرافی بدون استفاده از گرید را ضریب افزایش کنتراست آن گرید می‌نامیم. پس:

$$K = \text{کنتراست رادیوگرافی بدون گرید} / \text{کنتراست رادیوگرافی با گرید}$$

K همان نسبت افزایش کنتراست است (از ۱/۵ تا ۲/۵ متغیر است) و با نسبت گرید رابطه مستقیم دارد.

ب-۵- قدرت جداسازی (غربال‌گری)

نسبت شدت پرتو اولیه عبوری به شدت پرتو ثانویه عبوری از گرید را قدرت جداسازی می‌نامیم و با S نشان می‌دهیم. پس:

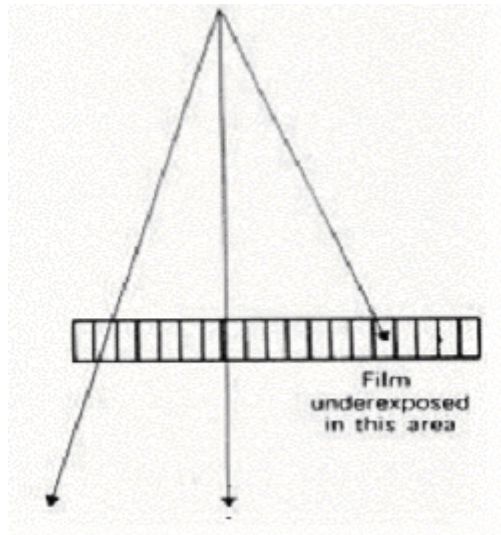
شدت پرتو ثانویه عبوری از گریدد شدت پرتو اولیه عبوری از گرید S' قدرت جداسازی یک گرید بستگی به نسبت گرید و وزن سرب موجود در آن دارد. هرچه گرید سنگین‌تر باشد، قدرت جداسازی بیشتر و در نتیجه راندمان بهتری دارد. به طور خلاصه می‌توان گفت:

- (۱) گرید با نسبت بالا، ضریب افزایش کنتراست بالا دارد.
- (۲) گرید با فرکانس بالا، ضریب افزایش کنتراست پائین دارد.
- (۳) گرید سنگین، قدرت جداسازی بالا و ضریب افزایش کنتراست بالا دارد.

ب-۶- انواع گرید

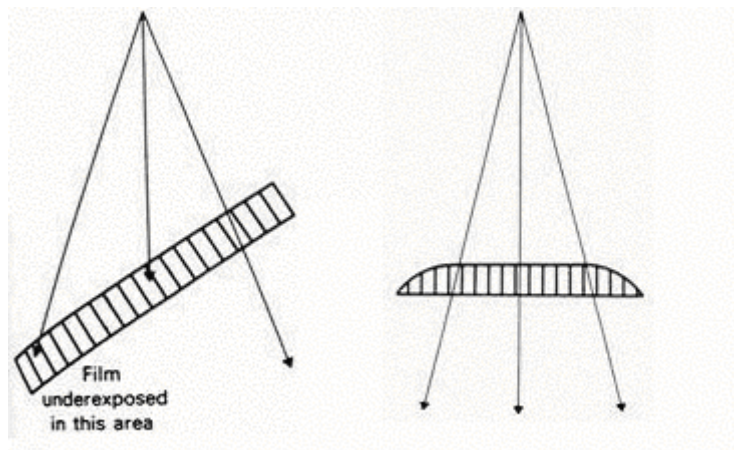
الف) گرید خطی یا گرید موازی: ساده‌ترین نوع و یکی از پرمصرف‌ترین گریدهاست. در گرید خطی (موازی) تمام نوارهای سربی موازیند و از لحاظ ساخت ساده‌تر از سایر انواع است. این نوع گرید به دلیل خاصیت **قطع هندسی** شدید، رادیوگرافی را در برخی از موارد دچار اشکال می‌کند. وقتی این نوع گرید در مسیر میدان تشعشع قرار می‌گیرد، سبب کاهش دانسیته اشعه به خصوص در نواحی کناری گرید می‌گردد. در طول محور مرکزی شدت تشعشع حداکثر است و هر چه به لبه‌ها نزدیک‌تر می‌شویم از شدت آن به تدریج کاسته می‌گردد. پدیده جذب ناخواسته پرتو اولیه در گرید «قطع هندسی گرید» نامیده می‌شود. قطع هندسی ممکن است جزئی و یا کلی باشد. گرید اشعه مفید را قطع (جذب) کرده و از رسیدن آن به فیلم جلوگیری می‌کند. البته این پدیده برای دیگر انواع گرید نیز اتفاق می‌افتد ولی در مورد گرید خطی شدیدتر است. شکل ۴-۸ رابطه قطع هندسی با سایر خصوصیات فیزیکی گرید را نشان می‌دهد. این خصوصیت نامطلوب را با تمهیدات زیر می‌توان به حداقل رساند:

- (۱) انتخاب $F.F.D$ بیشتر (که به معنی اعمال بار الکتریکی بیشتر به تیوب است).
- (۲) انتخاب نسبت گرید پائین (کاهش راندمان گرید)
- (۳) ساختن گرید، به طوری که در لبه‌ها دارای ضخامت کمتری باشد (شکل ۴-۹ الف).
- (۴) استفاده از قسمت مرکزی گرید (در بعضی موارد امکان‌پذیر نیست).



شکل ۴-۸. پدیده قطع هندسی در گرید

در مواقعی که استفاده از ناحیه مرکزی گرید مقدور نباشد و یا زاویه دادن به تیوب مورد نیاز است، این گونه‌گیردها چندان قابل استفاده نیستند (شکل ۴-۹ ب).



شکل ۴-۹. الف- گرید با لبه های نازک

ب) **گرید کانونی:** این نوع گیردها به منظور کاهش پدیده قطع هندسی در گیردهای خطی ساخته شدند. نوارهای سربی گرید کانونی زاویه دارند به طوری که می‌توان آنها را قسمتی از شعاع‌های یک دایره فرضی به‌شمار آورد که فوکوس تیوب در مرکز آن قرار گرفته است (شکل ۴-۱۰).

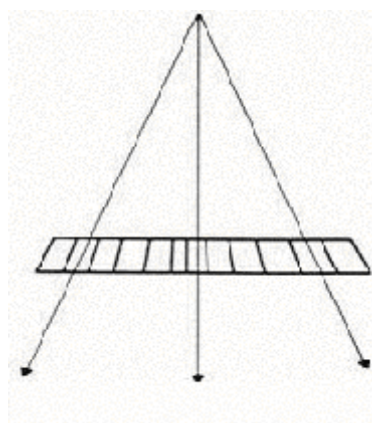
هر گرید کانونی دارای فاصله مشخصی است و اگر $F.F.D$ برابر با فاصله کانونی گرید باشد، پدیده قطع هندسی به حداقل میزان ممکن است رسیده و به نسبت گرید بستگی چندانی

ندارند. ولی به هر حال محدودیت‌هایی در استفاده از این نوع گریدها وجود دارد و هنگام کار با آنها به نکات زیر می‌بایست توجه نمود:

(۱) به نظر می‌رسد که تیوب مولد اشعه همیشه می‌بایست در فاصله ثابتی با این‌گونه گریدها قرار گیرد تا پدیده قطع هندسی ایجاد مزاحمت ننماید. در عمل چند درصد تغییر در این فاصله اشکال چندانی ایجاد نمی‌کند. مثلاً یک گرید کانونی با نسبت ۱:۸ و فاصله کانونی ۱۰۰ سانتی‌متر را می‌توان برای فواصل ۷۵ تا ۱۲۵ سانتی‌متر مورد استفاده قرار داد. البته هرچه فاصله کانونی گرید کمتر است و نسبت گرید بیشتر باشد محدوده $F.F.D$ محدودتر می‌شود.

(۲) اگر گرید کانونی در فاصله‌ای از تیوب قرار گیرد که با فاصله کانونی تفاوت زیاد داشته باشد، پدیده قطع هندسی به طور شدید اتفاق افتاده و رادیوگرافی را دچار اشکال جدی می‌کند.

(۳) اگر فوکوس تیوب (منبع تشعشع) با وسط گرید منطبق نباشد، آن قسمت از فیلم که در جهت انحراف منبع تشعشع قرار می‌گیرد، اشعه کافی دریافت نخواهد کرد.



شکل ۱۰-۴. گرید کانونی

(۴) گرید کانونی را فقط از یک طرف ($Tube\ side$) می‌توان در مقابل منبع تشعشع قرار داد و در غیر این صورت پدیده قطع هندسی در هر دو طرف فیلم به مقدار زیاد اتفاق خواهد افتاد.

(۵) ساختن گریدهای کانونی مشکل‌تر و به همین دلیل گرانتر از گریدهای خطی می‌باشند.

(ج) **گرید متقاطع:** دو نوع گرید مورد بحث (الف و ب) گریدهایی هستند که پرتوهای پراکنده را فقط در یک جهت (عمود بر نوارهای گرید) تمیز می‌کنند. گریدهای متقاطع برای رفع این نقیصه ساخته می‌شوند. در این‌گونه گریدها نوارهای سربی موازی با دو محور طولی و عرضی

قرار گرفته‌اند و در نتیجه پرتوهای پراکنده در هر دوجبهت جذب می‌گردند. گریدهای متقاطع معمولاً به صورت روی هم قرار دادن دو گرید که نوارهای آنها بر هم عمودند ساخته می‌شوند. امروزه گریدهای متقاطع هم از نوع خطی و هم از نوع کانونی ساخته می‌شوند و هر دو وسیعاً در بخش‌های رادیولوژی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

مشکلات کار با گریدهای متقاطع را به صورت زیر می‌توان خلاصه نمود:

(۱) محل تقاطع نوارهای سربی به علت قدرت جذب بسیار بالا بر روی فیلم به صورت نقاط سفید ظاهر می‌شوند و به هیچ وجه نمی‌توان آنها را حذف نمود. حتی در گریدهای متحرک نیز این نقاط قابل رؤیت هستند.

(۲) محل تیوب مولد اشعه می‌بایست بسیار دقیق تنظیم گردد به طوری که مرکز میدان تشعشع بر مرکز گرید منطبق گردد. بدیهی است که زاویه‌دارشدن میدان تشعشع نسبت به گرید ایجاد مشکل خواهد کرد. بنابراین تکنیک زاویه‌دار (ابلیک) را نمی‌توان با استفاده این نوع گریدها به کار برد.

۴-۴ بوکی و حرکت گرید

دیدیم زمانی که گرید ثابت در میدان تشعشع قرار دارد خطوط مربوط به نوارهای سربی بر روی کلیشه رادیوگرافی ظاهر می‌شود. البته این نوارها به اندازه کافی نازک و فاصله آنها با یکدیگر کاملاً یکنواخت باشد (*Finegrids*)، چندان مشکلی از نظر تشخیصی ایجاد نمی‌کنند. حرکت دادن گرید در هنگام تابش اشعه سبب محوشدن خطوط به گرید می‌شود. بنابراین در صورتی که از گرید متحرک استفاده به عمل آید، گریدهای با فرکانس کم رانیز می‌توان به راحتی مورد استفاده قرار داد (بدون این که کیفیت رادیوگرافی کاهش یابد). سیستمی که می‌تواند گرید را در حین اکسپوز به حرکت درآورد به «پاتربوکی» و یا به طور خلاصه به بوکی موسوم است.

الف) ساختمان بوکی

بوکی جزئی از تخت رادیوگرافی به شمار می‌آید و می‌بایست طوری ساخته شود که به عنوان قسمتی از واحد تخت رادیولوژی و یا هر سیستم رادیوگرافی دیگر بتواند مورد استفاده قرار گیرد. ساختمان بوکی شامل اجزاء عمده زیر است:

(۱) قاب یا چهارچوب که گرید را در مرکز عرضی تخت (یا بوکی استند) نگه می‌دارد و در عین حال به آن اجازه حرکت می‌دهد.

(۲) قرقره‌هایی که حرکت بوکی را در طول تخت امکان‌پذیر می‌نمایند.

۳) گرید که عموماً دارای ۶۴×۴۳ سانتی متر (۱۸×۱۷ اینچ) می باشد.

۴) سینی بوکی که محل قرار گرفتن کاست با ابعاد مختلف است و دارای فک هایی است که کاست را به طور متقارن در وسط تخت محکم نگه می دارند. سینی بوکی می بایست به صورت کشویی در محل خود قادر به حرکت باشد و در صورت نیاز بتوان آنرا به راحتی از محل خود خارج نمود.

۵) بوکی باید بتواند در طول تخت (استند) حرکت نماید و در هر نقطه قفل شود.

۶) مجهز بودن به سیستم مکانیکی، الکترومکانیکی و یا الکتریکی که حرکت گرید را همزمان با شروع اکسپوز تأمین و با خاتمه اکسپوز دوباره آن را در سر جای اولیه خود پارک نماید. تجهیزات رادیوگرافی دارای بوکی به شرح زیرند:

تخت بوکی استاندارد (تخت بوکی ساده) با رویه ثابت، متحرک و یا شناور

تخت رادیوگرافی / فلوروسکپی استاندارد

تخت های توموگرافی

تخت های میلوگرافی

تخت های اسکال (Skull tables)

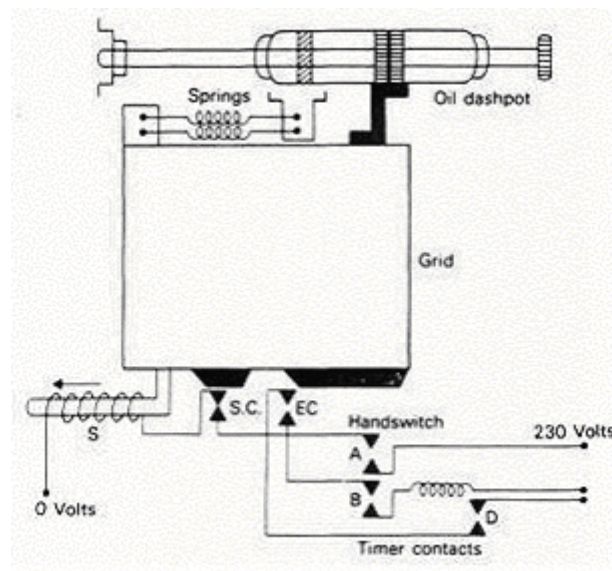
بوکی استند ایستاده

ب) سیستم های حرکتی گرید

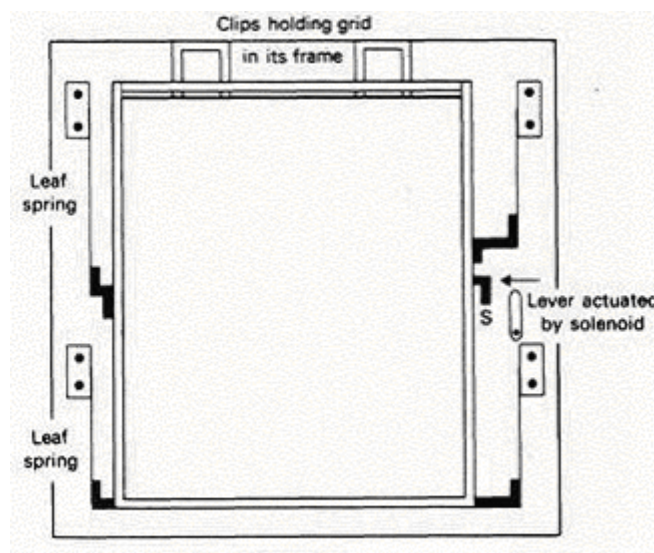
بوکی ها به روش های گوناگونی حرکت گرید را تأمین می نمایند. از میان آنها دو نوع حرکتی یعنی **حرکت رفت و برگشتی و حرت نوسانی** معمولی ترین به شمار می آیند.

ب-۱- حرکت و رفت و برگشتی: این نوع حرکت، گرید را دائماً از یک طرف عرض تخت به طرف دیگر حرکت داده و با تغییر جهت در نقاط انتهایی می تواند برای مدت طولانی این عمل را تکرار نماید. یک نمونه از سیستم حرکت دهنده گرید در شکل ۱۱-۴ نشان داده شده است. در این طرح یکنواختی حرکت توسط دو فنر و یک کپسول **حایوی روغن** تأمین می گردد. این وسیله هیدرومکانیکی هم یکنواخت کننده سرعت است و هم از ایجاد لرزش و ضربه در حین حرکت جلوگیری به عمل می آورد. سرعت حرکت گرید توسط پیچ تنظیمی که در انتهای سمت راست کپسول کار گذاشته شده است قابل تغییر است. توسط این پیچ دو دیسک میانی کپسول تغییر کرده و از این طریق فشار روغن هنگام حرکت از یک طرف به طرف دیگر کم و زیاد شده و نهایتاً سرعت گرید تغییر می کند.

طول حرکت رفت و برگشتی از چند سانتی متر تجاوز نمی کند چرا که در غیر این صورت پدیده قطع هندسی ایجاد مزاحمت خواهد نمود. کم بودن سرعت حرکت گرید سبب ظاهر شدن تصویر خطوط گرید (تصویر خطوط به اندازه کافی محو نمی شوند) و زیاد بودن سرعت از طرف دیگر می تواند سبب ایجاد لرزش در کاست گردیده که نتیجه آن **عدم وضوح حرکتی** بر روی کلیشه رادیوگرافی خواهد بود. بنابراین سرعت می بایست طوری تنظیم شود که ضمن ایجاد حرکت نرم و یکنواخت، بتواند تصویر خطوط گرید را نیز بر روی کلیشه محو نماید. وظیفه کپسول حاوی روغن و سایر قطعات مربوطه، تأمین این دو خصیصه است. سایر ادوات شامل **سولونوئید S** و مدارات مربوطه، حرکت را در جهت خلاف نیروهای فنرها تأمین می نمایند. **میکروسویچ SC** مربوط به سولونوئید و **میکروسویچ EC** جهت همزمانی اکسپوز با حرکت گرید تعبیه شده اند. در شکل ۴-۱۲ گرید در حالت ایستاده (پارک) نشان داده شده است.



شکل ۴-۱۱. بوکی و سیستم حرکت دهنده گرید



شکل ۱۲-۴. بوکی نوسانی

دو کنتاکت A و B مربوط به رله‌ای هستند که با کلید اکسپوز تحریک می‌شود. هنگامی که کلید اکسپوز توسط اپراتور فشار داده می‌شود، رله تحریک شده و از طریق اتصال A ولتاژ ۲۲۰ ولت را به سر سیم‌پیچ آهنربای S می‌رساند و در نتیجه گرید به سمت چپ حرکت می‌کند و به دنبال آن موارد زیر اتفاق می‌افتند:

- (۱) میکروسویچ EC بسته می‌ماند تا آن زمان که گرید به حالت پارک برگردد.
- (۲) کنتاکت D مربوط به تایمر است که با بسته شدن EC و B فعال شده و اکسپوز آغاز می‌شود. در انتهای اکسپوز تایمر از کار می‌افتد.
- (۳) زمانی که گرید به متعادل به سمت چپ حرکت کرد، اتصال SC باز می‌شود و سولونوئید از کار می‌افتد. در این حالت، فنرها گرید را به سمت راست می‌کشاند و با این کار دوباره سولونوئید از طریق SC تحریک شده و حرکت به سمت چپ دوباره آغاز می‌گردد. مادام که کلیدهای اکسپوز A و B بسته هستند (اکسپوز در حال انجام است)، این حرکت تکرار می‌شود. در پایان اکسپوز با باز شدن کنتاکت D (تایمر)، کنتاکت‌های A و B باز شده و ولتاژ تحریک سولونوئید قطع شده و گرید به حالت ایست (پارک) برمی‌گردد.

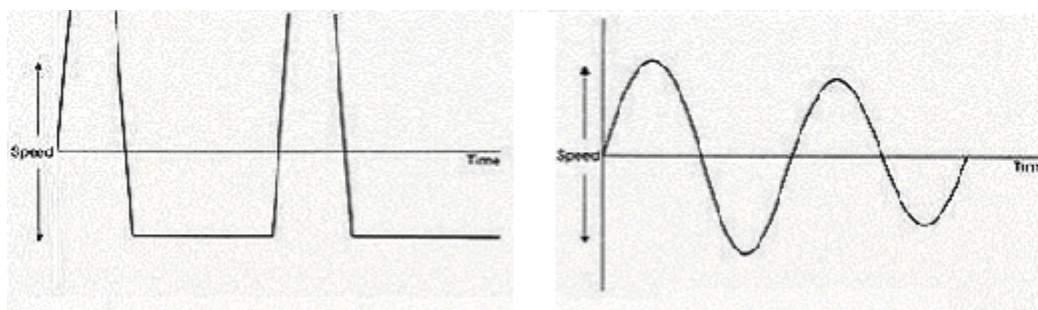
ب-۲- حرکت نوسانی: در این نوع بوکی گرید به صورت نوسانی در جهت چپ و راست تخت حرکت می‌کند. استفاده از فنرهای مخصوص در دو طرف گرید و سیستمی که بتواند همزمان با فشار دادن اکسپوز توسط اپراتور، نیرو وارد نماید و حرکت نوسانی را آغاز کند، مکانیزم ساده‌ای را تشکیل می‌دهند که در شکل ۱۲-۴ نشان داده شده است.

در مثال شکل ۴-۱۲ فنرهای تیغه‌ای در دو طرف گرید به کار رفته‌اند و یک آهنربای برقی ساده نیروی لازم جهت شروع حرکت نوسانی را تأمین می‌نماید. با فشار دادن دکمه اکسپوز توسط اپراتور، آهنربا یک ضربه به گرید وارد می‌کند و فنرهای تعبیه‌شده در دو سو سبب تداوم حرکت نوسانی برای مدت محدودی می‌شوند. دامنه حرکت نوسانی به تدریج رو به کاهش نهاده و نهایتاً به صفر می‌رسد.

در طرح دیگری از این نوع بوکی که به بوکی‌های کوکی (بوکی‌های کوک‌شونده) معروفند، با هر بار بیرون کشیدن سینی جهت تخلیه کاست، زبانه‌ای که به یک فنر متصل است در پشت یک ضامن قفل می‌شوند و هنگام فشار دادن دکمه اکسپوز توسط اپراتور، یک آهنربای الکتریکی تحریک‌شده، ضامن را آزاد می‌نماید. زبانه متصل به فنر آزاد شده و ضربه‌ای به گرید وارد می‌کند که سبب آغاز حرکت نوسانی می‌گردد.

۴-۵ مقایسه دو نوع بوکی

حرکت گرید در دو نوع بوکی مورد بحث از جهاتی با هم تفاوت دارند. در (شکل ۴-۱۳) منحنی مربوط به حرکت گرید با هم مقایسه شده‌اند. حرکت در بوکی نوسانی تقریباً از نوع **سینوسی با دامنه رو به کاهش** است (شکل ۴-۱۳ الف). در بوکی رفت و برگشتی مجهز به سولونوئید، حرکت در یک جهت سریع‌تر از جهت دیگر است. در نوع موتور حرکت در هر دو جهت با سرعت یکسان صورت می‌گیرد و در دامنه حرکت تغییری مشاهده نمی‌شود.



شکل ۴-۱۳. منحنی حرکتی انواع بوکی
الف- حرکت در بوکی نوسانی ب- حرکت در بوکی موتوری

بخش ۵

فلوروسکوپی، زنجیره تلویزیونی اشعه ایکس

حاصل رادیوگرافی، تصاویری است که بر روی گیرنده تصویر (فیلم) ظاهر می‌شوند. به عبارت دیگر رادیوگرافی ثبت یک لحظه از یک روند است. در حالی که فلوروسکوپی مشاهده یک اتفاق در اثنای عملکرد واقعی یک ارگان زنده است (*Real time imaging*). در رادیوگرافی، اشعه ایکس با شدت و حجم زیاد برای مدت بسیار کوتاه تابیده می‌شود و همان لحظه از واقعه نیز بر روی فیلم ثبت می‌شود. در فلوروسکوپی اشعه ایکس با شدت و حجم بسیار کم برای مدت طولانی تابیده می‌شود و مشاهده روندی در درون بدن شخص بیمار، امکان‌پذیر می‌گردد.

برای انجام فلوروسکوپی وجود منبع تشعشع (منبع تولید اشعه ایکس)، موضوع مورد بررسی، صفحه حساس که تصویر قابل مشاهده را می‌سازد و ابزاری که بتواند این سه را بر روی یک محور قرار داده و بر هم منطبق نماید، مورد نیاز است. به دو طریق زیر می‌توان تصاویر را مشاهده نمود:

(۱) مشاهده از طریق صفحه حساس (صفحه فلوروسانس) که به فلوروسکوپی مستقیم، موسوم است.

(۲) مشاهده از طریق تلویزیون مدار بسته که فلوروسکوپی غیر مستقیم نامیده می‌شود.

۵-۱ فلوروسکوپی مستقیم

موادی که تشعشعات نامرئی را به نور مرئی تبدیل می‌کنند دو دسته‌اند. یک دسته موادی هستند که پس از تحریک تا مدتی به نورافشانی ادامه می‌دهند (مواد فسفرسانس)، و دسته دیگر موادی هستند که نورانی شدن آنها محدود به زمان تابش اشعه است (مواد فلوروسانس). در رادیولوژی تشخیصی مواد فلوروسانس کاربردهای متنوعی دارند که شاید ساده‌ترین و پرمصرف‌ترین آنها، فولی کاست‌های رادیوگرافی باشد. فیلم رادیوگرافی نیز مانند چشم انسان بیشترین حساسیت را به محدوده نور سبز - زرد نشان می‌دهد. فولی‌هایی‌توانند در هنگام تابش اشعه ایکس به آنها، نوری در همین محدوده فرکانسی ایجاد نمایند و کلیشه رادیوگرافی نتیجه تابش

نور مرئی از فولی‌های نصب‌شده در درون کاست است. **سولفور روی - کادمیوم** ماده‌ای است که در ساختمان صفحات حساس مورد استفاده قرار می‌گیرد.

الف) ساختمان صفحه حساس

در فلوروسکپی مستقیم، تصویر بر روی صفحه حساس تشکیل می‌شود. ساختمان این صفحه نسبتاً ساده است. در درون کادری از جنس فلز یا مقوای مقاوم، صفحه‌ای نازک که بر روی آن مواد فلوروسانس پوشش داده شده است، قرار دارد. برای استحکام بیشتر پشت آن را از موادی مانند **پاکسولین** که از ضریب جذب پائینی برخوردار است پوشش می‌دهند. جهت رعایت استانداردهای جهانی در رابطه با حفاظت در مقابل پرتو، بر روی این صفحه یک شیشه سربی به ابعاد ۳۵×۳۵ سانتی‌متر قرار داده می‌شود و به این ترتیب یک اسکرین استاندارد ساخته می‌شود که می‌تواند جهت مشاهده تصاویر حاصل از فلوروسکپی به کار گرفته شود. این صفحه می‌تواند اشعه ایکس را تبدیل به نور مرئی نموده و امکان مشاهده مستقیم تصاویر حاصل از تابش اشعه ایکس را فراهم نماید.

ب) تصویر در فلوروسکپی مستقیم

تصویر به دست آمده در یک آزمایش فلوروسکپی با صفحه حساس دارای **کنتراست کم**، **روشنایی ضعیف و عدم وضوح** نسبتاً زیاد است. به همین دلیل این گونه آزمایشات در اتاق تاریک انجام می‌گیرد. عدم وضوح تصویر چندین منشأ دارد.

عدم وضوح ذاتی با افزایش ضخامت کریستال‌های ماده فلوروسانس افزایش می‌یابد. از طرف دیگر شدت روشنایی تصویر مستقیماً با ضخامت لایه‌های ماده فلوروسانس متناسب است. به عبارت دیگر با کاهش ضخامت ماده فلوروسانس، از شدت روشنایی تصویر کاسته می‌شود. بنابراین می‌بایست بین شدت نور و عدم وضوح **تعادل** برقرار گردد. هر چند محاسبه عدم وضوح ذاتی کار آسانی نیست ولی همین قدر می‌توان گفت که اسکرین‌هایی که امروزه در آزمایشات فلوروسکپی مورد استفاده قرار می‌گیرند، می‌توانند تا حد ۰/۳ میلی‌متر **قدرت تفکیک** داشته باشند. خصوصیات زیر عدم وضوح هندسی را در فلوروسکپی (نسبت به رادیوگرافی) افزایش می‌دهد:

۱) فاصله آند تا اسکرین (در فلوروسکپی) از فاصله آند تا فیلم (در رادیوگرافی) بسیار کمتر است.

۲) فاصله **موضوع** تا اسکرین (در فلوروسکپی) از فاصله موضوع تا فیلم (در رادیوگرافی) بیشتر است.

استفاده از فوکوس کوچک می تواند تا حدود زیادی در کاهش عدم وضوح هندسی مؤثر باشد و به همین دلیل است که ژنراتورهای اشعه ایکس طوری طراحی می شوند که تکنیک فلوروسکپی همواره با فوکوس کوچک انجام می گیرد.

بهبود کیفی و کمی روشنایی تصویر نیز به روش های ذیل امکان پذیر است:

(۱) افزایش شدت (حجم) اشعه می تواند روشنایی صفحه حساس را افزایش دهد. در عمل اگر بخواهیم روشنایی صفحه را به روشنایی در هنگام رادیوگرافی برسانیم، می بایست صدها برابر میلی آمپر را افزایش دهیم که البته این اقدام عاقلانه نیست.

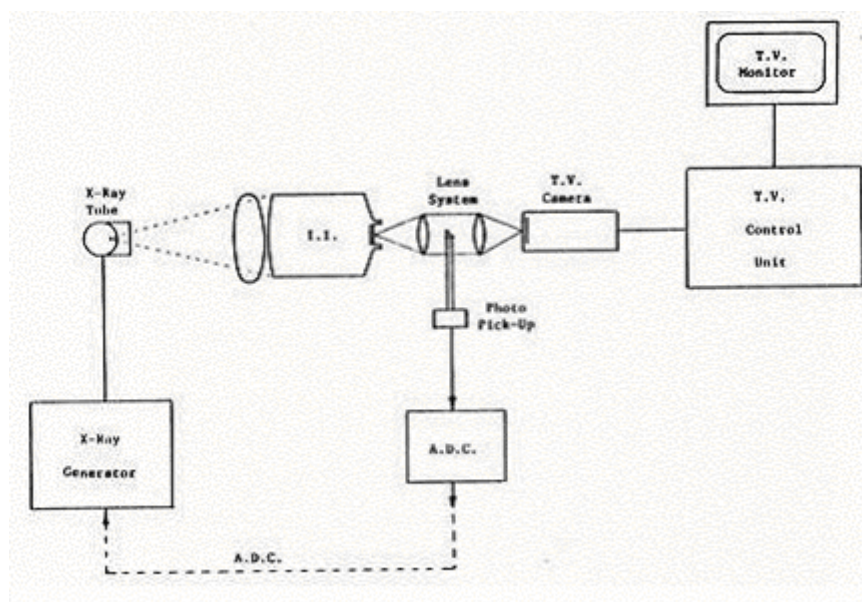
(۲) افزایش ضخامت لایه های ماده فلوروسانس، حجم نور مرئی را به میزان قابل توجهی زیاد می کند ولی از طرف دیگر، عدم وضوح ذاتی نیز به همان نسبت افزوده می شود. بنابراین در این جا نیز می بایست تعادلی بین حداکثر عدم وضوح قابل تحمل و حداقل نور مرئی برقرار گردد.

کنتراست ضعیف تصویر در فلوروسکپی مستقیم سبب پائین آمدن قدرت تفکیک می شود. می دانیم که کنتراست به صورت قدرت تفکیک دو نقطه با میزان اشعه دریافتی نزدیک به هم تعریف می شود. با افزایش کیلوولت، کنتراست تصویر کم می شود. از طرف دیگر کاهش KV به معنی کاسته شدن از شدت نور صفحه حساس خواهد بود. بنابراین یک بار دیگر می بایست بین حداقل شدت نور قابل تشخیص با چشم انسان و کنتراست مورد نیاز تعادل برقرار گردد. انجام آزمایش در اتاق تاریک و عادت دادن چشم به تاریکی و نورهای با شدت کم، استفاده از کیلوولت های پائین تر را امکان پذیر می نماید. در مجموع استفاده از KV پائین تر، mA بیشتر، $A.S.D$ بالاتر و $S.S.D$ کمتر، می تواند پزشک را در تشخیص بهتر یاری دهد. با این همه فلوروسکپی مستقیم چنان محدودیت هایی ایجاد می نماید که امروزه در کشورهای پیشرفته استفاده از آن منسوخ شده است. قدرت تشخیص نه چندان مطلوب، تماس مستقیم با اشعه، کار در اتاق تاریک، مشکلات جانبی در رابطه با انجام تزریقات و معاینات در حین کار، و نهایتاً عدم امکان دید برای بیش از یک نفر از جمله محدودیت های فلوروسکپی مستقیم محسوب می گردند.

۵-۲ فلوروسکپی غیرمستقیم - تلویزیون مدار بسته

اکنون بیش از سه دهه است که تلویزیون مدار بسته اشعه ایکس در بخش های رادیولوژی به طور وسیعی به کار گرفته می شوند. اگرچه در کشور ما هنوز تعداد زیادی از دستگاه های فلوروسکپی مجهز به تلویزیون مدار بسته نیستند. استفاده از تلویزیون مدار بسته نه تنها محدودیت های فلوروسکپی مستقیم را به طور کامل مرتفع می نماید، بلکه مزایای بسیاری را نیز به ارمغان می آورد:

- ۱) انجام معاینات در روشنائی کافی.
 - ۲) بررسی تصاویر حاصله توسط متخصصین متعدد به طور زنده و همزمان
 - ۳) دوز پائین اشعه (برای بیماران و پرسنل).
 - ۴) کیفیت بسیار مطلوب تصویر از لحاظ کنتراست، روشنائی و قدرت تفکیک.
 - ۵) امکان ضبط تصاویر زنده و متحرک به صورت ویدیوئی - سینمائی و ارسال به دیگر نقاط جهت مشاوره تشخیصی.
 - ۶) امکان دستکاری بر روی تصاویر جهت تشخیص بهتر (برزگنمایی، کوچک نمایی و...)
- در یک سیستم تلویزیونی مدار بسته مراحل پیچیده ای انجام می گیرد که همه را می توان در سه عملکرد کلی زیر خلاصه نمود:



شکل ۵-۱. بلوک دیاگرام تلویزیون مدار بسته اشعه ایکس

- ۱) تصویر کم نور تشکیل شده بر روی یک صفحه حساس توسط لامپ تشدیدکننده تصویر تبدیل به تصویری می شود که شدت نور آن چندین هزار برابر افزایش یافته است.
- ۲) از این تصویر نورانی، توسط دوربین ویدیوئی، فیلم برداری می شود و اطلاعات نوری تبدیل به اطلاعات الکتریکی می گردد.
- ۳) سیگنال الکتریکی حاوی اطلاعات، پس از طی مراحل چند، دوباره تبدیل به اطلاعات نوری شده و بر روی صفحه مانیتور سیاه و سفید به شکل تصویر اولیه دوباره بازسازی می شوند.

همچنانکه در شکل فوق قابل ملاحظه است لامپ تشدیدکننده تصویر اولین و مهم‌ترین قسمت یک تلویزیون مدار بسته است. می‌دانیم که تصویر به دست آمده بر روی اسکرین از چنان کیفیتی برخوردار نیست که بتوان از آن فیلم‌برداری نمود (روشنائی و کنتراست بسیار ضعیف). وظیفه لامپ تشدیدکننده (که از این پس آنرا *I.I* نیز می‌نامیم) ایجاد تصویری گویا و مطلوب است به طوری که یک دوربین ویدیویی بتواند به راحتی و با وضوح کافی از آن فیلم‌برداری نماید.

۵-۲-۱. لامپ تشدیدکننده تصویر

اساس ساختمان یک لامپ تشدیدکننده در شکل ۵-۲ نمایش داده شده است. این لامپ از یک فضای خلاء که در یک طرف آن صفحه حساس قرار گرفته است و در طرف دیگر صفحه‌ای که تصویر تقویت شده بر روی آن ایجاد می‌شود، تشکیل شده است.

صفحه حساس را **دریچه ورودی** و صفحه دوم را **دریچه خروجی** می‌نامیم.

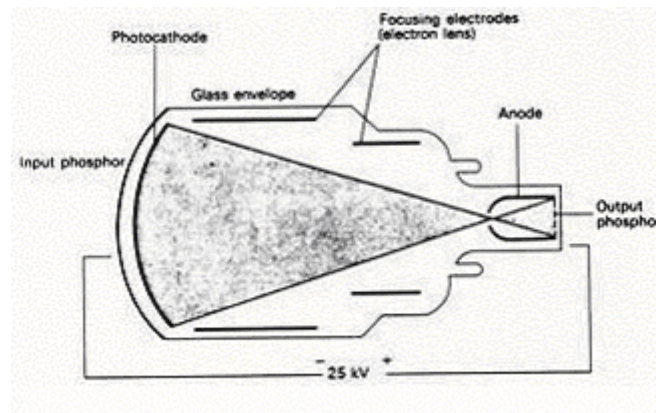
از برخورد اشعه ایکس با دریچه ورودی که فلوروسانس است نور مرئی تولید می‌شود. برخورد هر فوتون پرنرژی اشعه ایکس به صفحه حساس هزاران فوتون نور مرئی تولید می‌کند. در پشت صفحه حساس و تقریباً چسبیده به آن **فتوکاتد** قرار گرفته است. از برخورد فوتون‌های نوری به فتوکاتد الکترون‌های آزاد تولید می‌شوند. تعداد الکترون‌های آزاد شده ۱۵ تا ۲۰ درصد تعداد فوتون‌های نوری است. الکترون‌های آزاد شده تحت تأثیر یک میدان الکتریکی (اختلاف پتانسیل الکتریکی) شتابدار می‌شوند و در طول فضای خلاء به سمت آند (دریچه خروجی) حرکت کرده و به سرعت زیادی دست می‌یابند. در مسیر حرکت الکترون‌ها و در فواصل مشخصی الکترودهایی بنام گرید قرار گرفته‌اند که وظیفه تمرکز الکترون‌ها را به عهده دارند (لنز الکترونی). الکترون‌های متمرکز شده در نقطه کانونی به سمت آند (قطب مثبت) ادامه مسیر داده و دوباره بر روی دریچه خروجی تصویر را کوچک‌تر و پرنورتر تشکیل می‌دهند. چرا که:

(۱) الکترون‌های برخوردکننده به صفحه حساس خروجی (دریچه خروجی) شتابدار و پرنرژی هستند.

(۲) قطر کمتر دریچه خروجی در مقایسه با دریچه ورودی سبب تراکم فزاینده فوتون‌های نوری می‌گردد.

می‌دانیم که شدت (تراکم) فوتون‌های نور به نسبت عکس سطح مقطع اسکرین‌ها افزایش می‌یابد. به عبارت دیگر اگر قطر دریچه ورودی ۱۰ برابر قطر دریچه خروجی باشد، تراکم فوتون‌ها در دریچه خروجی ۱۰۰ برابر تراکم فوتون‌ها در دریچه ورودی خواهد بود و اگر فرض کنیم که میانگین انرژی الکترون‌ها در اثر شتاب یافتن ۱۵۰ برابر افزایش پیدا کند، نهایتاً روشنایی حاصل بر

روی دریچه خروجی ۱۵۰۰۰ برابر روشنائی موجود بر روی صفحه ورودی است. با توجه به این که تعداد الکترون‌های آزاد شده بر روی فتوکاتد ۱۵ تا ۲۰ درصد تعداد فوتون‌های نوری است، می‌توان ضریب تشدید نور را بین ۲۲۵۰ تا ۳۰۰۰ برابر برآورد نمود. این ضریب تشدید در لامپ‌های تشدیدکننده امروزی کاملاً واقعی و دست‌یافتنی است.

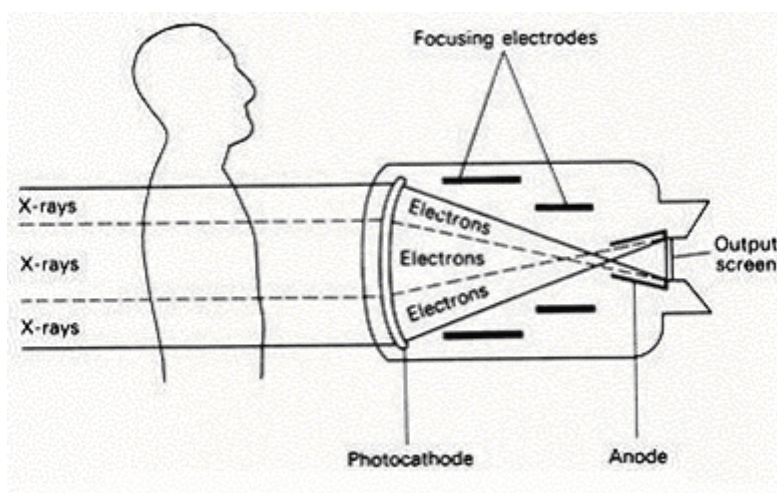


شکل ۲-۵. لامپ تشدید کننده تصویر

قسمت‌های اصلی لامپ تشدیدکننده را به قرار زیر می‌توان خلاصه نمود:

- (۱) فضای شیشه‌ای (گاهی فلزی) تخلیه شده از هوا.
 - (۲) اسکرین ورودی (دریچه ورودی) که در مجاورت تقریباً چسبیده به یک کاتد نوری قرار گرفته است.
 - (۳) سیستم شتاب‌دهنده الکترون‌های آزاد شده از فتوکاتد.
 - (۴) سیستم تمرکزدهنده الکترون‌ها (لنز الکترونی).
 - (۵) آند که در انتهای آن اسکرین خروجی (دریچه خروجی) قرار گرفته است.
- دریچه ورودی گنبدی شکل (قسمتی از یک کره) و از جنس آلومینیوم است که روی آن را با قشر نازکی از یدورسزیم و بخار سدیم پوشانیده‌اند. به این ترتیب صفحه بسیار نازکی با حداقل عدم وضوح ذاتی ساخته شده است که در مقایسه با سایر صفحات فلوروسانس قدرت تولید فوتون‌های نوری بیشتری نیز دارد و به همین دلیل در افزایش حساسیت و قدرت تفکیک لامپ تشدیدکننده بسیار مؤثر است. لامپ‌های تشدیدکننده را عموماً با اندازه قطر دریچه ورودی دسته‌بندی می‌کنند و متداول‌ترین اندازه ۴، ۵، ۶، ۷، ۹ و ۱۲ اینچ می‌باشند.
- باید توجه داشت که با کوچک‌تر شدن اسکرین ورودی از یک طرف میدان دید محدود می‌شود و از طرف دیگر بزرگ نمائی ایجاد می‌گردد. یک لامپ تشدیدکننده ۷ اینچ حدود ۱/۸

بزرگ‌نمایی دارد درحالی که لامپ تشدیدکننده ۹ اینچ اندازه واقعی را بر روی مانیتور نشان می‌دهد. لامپ‌های تشدیدکننده ۱۲ اینچی می‌توانند تصویر را کوچک‌تر از اندازه واقعی نیز نشان دهند. بنابراین لامپ‌های تشدیدکننده با دریچه ورودی بزرگ‌تر دارای ارجحیت هستند. اما قیمت بسیار بالای لامپ‌های تشدیدکننده بزرگ، به کارگیری آنها را محدود می‌نماید و به همین دلیل در کاربردهای عمومی معمولاً از لامپ‌های تشدیدکننده کوچک‌تر (عموماً ۷ و ۹ اینچ) استفاده می‌شود.



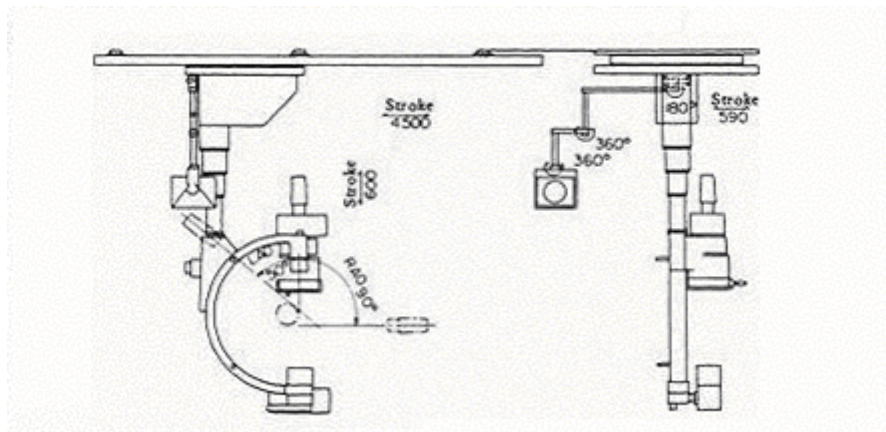
شکل ۳-۵. لامپ تشدید کننده تصویر با دو میدان دید

همانطوریکه که گفته شد کار فتوکاتد تولید الکترون‌های آزاد است (عملی که فیلامان تیوب مولد اشعه ایکس، توسط گرما انجام می‌دهد). تعداد الکترون‌های آزاد تولیدشده در هر نقطه از فتوکاتد متناسب است با تعداد فوتون‌های نور برخوردکننده به آن نقطه. جهت دستیابی به حداکثر راندمان، فتوکاتد به فاصله بسیار کم از دریچه ورودی و به همان شکل (گنبدی شکل) تعبیه می‌گردد و جنس آن آلیاژی از فلزات قلیائی مانند آنتیمون، پتاسیم، سزیم و سدیم است.

لنز الکترونی که سبب تمرکز الکترون‌های شتاب‌دار در نقطه کانونی می‌شود از قسمت‌های زیر تشکیل شده است:

۱) تعدادی الکتروود بنام گرید که به صورت استوانه‌های طولی در فواصل مشخصی بین کاتد و آند قرار گرفته‌اند.

۲) اختلاف پتانسیل‌های آنها از چند صد ولت تا چند کیلوولت متغیر بوده و گریدهای نزدیک‌تر به آند دارای اختلافات پتانسیل بیشتر هستند.



شکل ۴-۵. سیستم نگهدارنده سقفی (Ceiling Suspension) تشدید کننده

تصویر

قبلاً یادآور شدیم که عامل شتاب بخشیدن به الکترون‌های آزاد شده از فتوکاتد، اختلاف پتانسیل بین آنند و کاتد است. این اختلاف پتانسیل حدود ۲۰ تا ۲۵ کیلوولت است. آنند خود به شکل یک استوانه شکافدار است که الکترون‌های پراثری وارد آن می‌شوند و از آنجا که اثر لنز الکترونی در درون استوانه آنند حذف می‌گردد، تقریباً شبیه به شکاف دیافراگم یک دوربین عکاسی معمولی عمل می‌کند و به همان شیوه تصویری را بر روی دریچه خروجی می‌سازد که مشابه تصویر تشکیل شده بر روی دریچه ورودی است با این تفاوت که بسیار کوچکتر، روشن‌تر و واژگون است. اسکرین خروجی از جنس سولفور کادمیوم - روی می‌باشد که توسط نقره تقویت شده و به صورت پوششی نازک بر روی صفحه نازک شیشه‌ای قرار داده شده است. با تغییر ولتاژ گریدها می‌توان جای نقطه کانونی را تغییر داد. هرچه نقطه کانونی به آنند نزدیک‌تر باشد، بزرگ‌نمایی کمتر است. در شکل ۵-۳ یک لامپ تشدیدکننده دو فیلده (با دو نقطه کانونی) نمایش داده شده است. اپراتور با فشار دادن یک کلید که بر روی میز فرمان قرار دارد، ولتاژ گریدها (لنز الکترونی) را تغییر داده و از این طریق ضریب بزرگ‌نمایی تصویر را عوض می‌کند.

با قراردادن لامپ تشدیدکننده تصویر به جای اسکرین در فلوروسکپی مستقیم، تصویری روشن، با قدرت تفکیک بالا و با ابعاد قابل تنظیم به دست می‌آید که به راحتی توسط یک دوربین ویدئویی می‌توان از آن فیلم‌برداری نمود.

محفظه یا شیلد لامپ تشدیدکننده که از جنس فلز است، لامپ تشدیدکننده را از رطوبت و گرد و غبار حفظ می‌کند و ضمناً دارای آداپتوری است که دقیقاً ابعاد اسکرین ساده را داراست و بدون نیاز به هیچ قطعه اضافی می‌تواند جایگزین اسکرین فلوروسکپی مستقیم گردد. البته لامپ‌های تشدیدکننده بزرگ دارای وزن زیادی هستند و به همین دلیل وقتی که بر روی سریوگراف (به جای اسکرین) قرار می‌گیرند، اضافه وزن زیادی را ایجاد می‌کنند و این وزن زیاد حرکت سریوگراف را

محدود می‌نماید. به همین دلیل این گونه لامپ‌های تشدیدکننده توسط یک سیستم مکانیکی به سقف آویزان می‌شوند و سیستم مکانیکی طوری طراحی شده است که لامپ تشدیدکننده را در حالت تعادل نگه داشته و به این ترتیب مسأله وزن زیاد و تبعات آن به کلی حل می‌شوند. راه دیگر، استفاده از ستون‌های تلسکوپی است که قدرت مانور بسیار وسیعی دارند ولی نسبتاً گران قیمت هستند و به همین دلیل عموماً در دستگاه‌های گرانقیمت مانند آنژیوگرافی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

گفتیم که لامپ‌های تشدیدکننده را با اندازه دریچه ورودی دسته‌بندی می‌نمایند. هر چه اندازه دریچه ورودی بزرگ‌تر باشد، لامپ تشدیدکننده دارای کیفیت بهتر، وزن بیشتر و قیمت بیشتر است. به همین دلیل است که از لحاظ کاربردی می‌توان لامپ‌های تشدیدکننده را به صورت زیر دسته‌بندی نمود:

۴، ۵، ۶ و ۷ اینچ برای سیستم‌های فلوروسکپی عمومی و دستگاه‌های تلویزیون اتاق عمل.

۹ اینچ برای سیستم فلوروسکپی تخصصی و آنژیوگرافی عمومی.

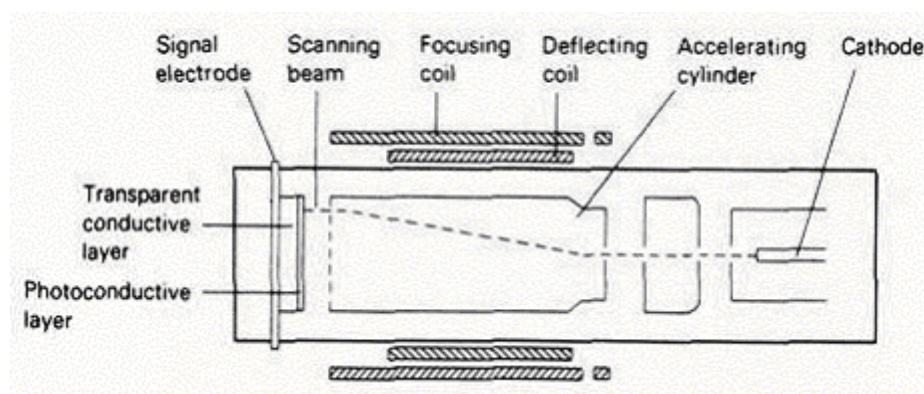
۱۲ اینچ برای سیستم‌های آنژیوگرافی تخصصی (آنژیوگرافی قلب و عروق).

در لامپ‌های تشدیدکننده تصویر، به مرور زمان در اثر برخورد الکترون‌های پرنرژی با اجسام سر راه، یون‌های آزاد تولید می‌شود. تجمع این یون‌ها و افزایش تعداد آنها به مرور زمان می‌تواند بر روی کیفیت تصویر اثرات نامطلوب داشته باشد. به منظور رفع این نقیصه، در داخل محفظه شیشه‌ای لامپ یک **المنت** حرارتی قرار می‌دهند که به **گتر** یا **پمپ یونی** موسوم است. پمپ یونی در کارکرد عادی لامپ دخالتی ندارد بلکه بعد از اتمام هر مرحله از کار لامپ وارد عمل می‌شود. به این ترتیب که در زمان خارج شدن دستگاه از حالت فلوروسکپی (تغییر حالت به رادیوگرافی و یا خاموش شدن آن) مدار تغذیه پمپ یونی فعال شده و با عبور شدت جریان از یک گرم‌کننده الکتریکی (هیتر) سبب ایجاد گرما و جذب یون‌ها به طرف آن می‌گردد و به دنبال این عمل، فضای خلاء دوباره تمیز و خالی از یون‌های سرگردان می‌شود. مدار تغذیه به یک تایمر مجهز است که پس از ۱۰ الی ۱۵ دقیقه آنرا دوباره خاموش می‌کند. عدم کارکرد صحیح این سیستم کاهش عمر مفید لامپ تشدیدکننده و در نتیجه افت کیفیت تصویر تلویزیون را بدنبال خواهد داشت.

۵-۲-۲. دوربین تلویزیونی

به طور کلی دو گروه دوربین تلویزیونی آنالوگ در کاربردهای پزشکی مورد استفاده قرار می‌گیرند:

گروه اول براساس خاصیت **هدایت نور** و دسته دوم بر اساس پدیده پرتاب الکترون توسط **فوتون‌های نوری** کار می‌کنند. گروه دوم به ندرت در کاربردهای تصویری اشعه ایکس به کار گرفته می‌شوند و به همین دلیل بحث در مورد آنها زائد به نظر می‌رسد.



شکل ۵-۵. لامپ ویدیکون

دوربین‌های مورد استفاده در کاربردهای پزشکی عموماً به لامپ **ویدیکون** و یا **پلامبیکون** مجهزند. یک لامپ ویدیکون به‌طور شماتیک ۵-۵ نشان داده شده است. **این لامپ از سه قسمت اصلی شامل تارگت، تفنگ الکترونی و قسمت جاروکننده تشکیل شده است.**

تارگت در لامپ ویدیکون از نوع هدایت نورانی است به این معنی که متناسب با شدت نور تابیده شده به‌سطح آن، قابلیت هدایت الکتریکی تغییر می‌کند. تابش نور قوی‌تر (با شدت بیشتر) به معنی قابلیت هدایت بیشتر است. تارگت از سه قسمت اصلی تشکیل شده است:

- (۱) صفحه شیشه‌ای که در جلو قرار گرفته و علاوه بر کار هدایت نور به داخل، نقش محافظتی نیز دارد.

- (۲) لایه نازکی از جنس اکسید روی که در عین دارابودن خاصیت هدایت الکتریکی، مانع رسیدن نور به سطح اصلی تارگت نمی‌شود. این قسمت یک الکتروود برای سیگنال خروجی لامپ نیز محسوب می‌گردد.

- (۳) تارگت که از جنس تری‌سولفور آنتیمون است و به صورت لایه‌ای نازک بر روی اکسید روی (قسمت دوم) پوشش داده شده است.

تارگت را می‌توان مجموعه‌ای از میلیون‌ها سلول حساس به نور در نظر گرفت که به فتوموزائیک نیز موسوم است. وقتی نور به این موزائیک برخورد می‌کند تعدادی الکترون متناسب با شدت نور تابش، از هر سلول آزاد می‌شود و در نتیجه مانند یک خازن عمل می‌کند که بر روی صفحات آن شارالکتریکی جمع می‌شود. این خاصیت خازنی و کمیت شار الکتریکی تجمع یافته بر روی هر سلول، می‌تواند توسط یک تفنگ الکترونی و یک شعاع جاروکننده تبدیل به یک جریان الکتریکی شده که قابل تشخیص، انتقال و تبدیل به سایر انواع اطلاعات الکترونیکی می‌باشد.

کار **تفنگ الکترونی** تولید یک شعاع از الکترون به منظور جاروکردن سطح تارگت و تشخیص میزان شارالکتریکی تجمع یافته بر روی هر سلول است. تفنگ الکترونی دارای سه قسمت است:

(۱) کاتد گرم که بر اساس پدیده ترمیونیک منبع تولید الکترون به شمار می‌آید.

(۲) گرید اول که کنترل‌کننده شدت جریان الکترون‌ها از طریق اختلاف پتانسیل الکتریکی است.

(۳) گرید دوم که شتاب‌دهنده و منحرف‌کننده شعاع الکترونی باریک و تمرکز یافته‌ای برای جاروکردن سطح تارگت می‌باشد.

حجم یا فلوی الکترون در شعاع الکترونی و سطح مقطع آن دو عامل اساسی برای کیفیت سیگنال‌های ویدیویی هستند. حجم مناسب سبب کاهش پارازیت، و کوچک بودن سطح مقطع شعاع الکترونی به معنی قدرت تفکیک بهتر و جزئیات دقیق‌تر تصویر بر روی مانیتور است.

قسمت جاروکننده دارای سیم‌پیچ‌هایی است که از بیرون لامپ را احاطه کرده‌اند و در امتداد محور طولی لامپ یک میدان الکترومغناطیسی ایجاد می‌نمایند که از یک طرف بیم الکترونی را روی تارگت متمرکز می‌نماید، و از طرف دیگر به ترتیب خاصی آنرا بر روی سطح تارگت حرکت داده و سلول به سلول جارو می‌کند. این عمل شبیه به حرکت چشم هنگام خواندن یک صفحه کتاب انگلیسی است. از سمت بالا و چپ شروع می‌کند و به طور افقی به سمت راست حرکت کرده تا به انتهای هر سطر برسد. در انتهای هر سطر، به سرعت به سمت چپ برگشته و یک سطر پایین‌تر را به ترتیب بالا می‌خواند تا صفحه به پایان برسد. در مورد لامپ دوربین ویدیویی یک مربع مستطیل به نام رستر، یک کادر تصویری را تشکیل می‌دهد (یک صفحه کتاب). تعداد خطوط کادر در انواع مختلف سیستم‌های تلویزیونی متفاوت است ولی متداول‌ترین آنها ۶۲۵ و ۵۲۵ خط است. پس از تکمیل هر کادر (رستر)، شعاع الکترونی دوباره کار خود را از متتالیه سمت چپ بالای صفحه تارگت شروع کرده و این روند بافرکانس برق شهر (۵۰ سیکل) تکرار می‌گردد. در طول هر اسکن، شعاع الکترونی از روی فتوسلول‌های موزائیک تارگت عبور کرده و مقدار شار

الکتریک تجمع یافته بر روی هر یک را تشخیص می‌دهد. شار تجمع یافته متناسب با شدت نور تابیده شده به هر سلول نوری است. بنابراین در هر بار اسکن شدن صفحه تارگت، میزان روشنایی هر نقطه به شدت جریان الکتریکی تبدیل شده، و پس از عبور از یک مقاومت به اختلاف پتانسیل الکتریکی تبدیل می‌شود $V=IR$ ، بنابراین میزان روشنایی هر نقطه تبدیل به ولتاژ شده و به عنوان سیگنال ورودی وارد مدار تقویت کننده اولیه می‌شود و سایر اطلاعات لازم نیز به آن اضافه می‌شود و نهایتاً به صورت سیگنال ویدیویی، اطلاعات تصویری را تشکیل می‌دهد.

در اینجا به توضیح چند پدیده مهم در این رابطه بسنده می‌نماییم:

(۱) تأخیر

در همه سیستم‌های تلویزیونی اشعه ایکس، مقداری تأخیر زمانی بین قطع و وصل اشعه ایکس و قطع و وصل تصویر تلویزیون وجود دارد. زمانی که یک دوربین ویدیو در حال دریافت اطلاعات تصویری از یک لامپ تشدیدکننده تصویر است، با قطع اشعه ایکس اطلاعات تصویری قطع نمی‌شود و همیشه بین این دو رویداد، تأخیر زمانی مشخصی وجود دارد. بخشی از این تأخیر به دلیل تداوم تابش نور توسط صفحه حساس دریاچه ورودی لامپ تشدیدکننده، و بخش دیگری نیز مربوط به باقی ماندن شار الکتریکی بر روی سلول‌های فتوموزائیک تارگت لامپ ویدیویی است. همچنین از زمانی که لامپ ویدیو در مقابل یک تصویر قرار می‌گیرد تا آن زمان که اطلاعات ویدیویی به صورت سیگنال به مدارات تقویت کننده منتقل گردند، اختلاف زمانی مشخصی وجود دارد که تأخیر بازسازی نام دارد.

این تأخیر با افزایش شدت نور تابیده شده به لامپ کاهش می‌یابد ولی نباید از یاد برد که در تلویزیون مدار بسته اشعه ایکس، افزایش شدت روشنایی تصویر به معنی افزایش دوز اشعه است که این خود محدودیتی بسیار جدی به شمار می‌آید. چرا که پائین بودن دوز اشعه دریافتی بیمار و نیز کاهش بار اعمال شده به تیوب مولد اشعه از مزایای مهم و ارزشمند یک سیستم تلویزیونی به حساب می‌آیند.

وجود این دو زمان تأخیر در کاربردهای عمومی چندان مشکلی ایجاد نمی‌کند، ولی در کاربردهای تخصصی که احتیاج به سرعت عمل زیاد است گاهی می‌تواند مشکلاتی را به وجود آورد. مثلاً در آنژیوگرافی عروق قلبی، زمانی که کاتتر وارد عروق شده و در حال حرکت است، نوک آن چندان واضح قابل رؤیت نیست و یا زمانی که دوربین از یک نقطه بدن بیمار با سرعت به نقطه مجاور حرکت داده می‌شود، بلافاصله تصویر نقطه دوم قابل تشخیص نمی‌باشد.

(۲) حساسیت

به معنی حداقل مقدار روشنایی لازم جهت به دست آوردن حداکثر سیگنال اطلاعاتی است و به صورت نسبت سیگنال (جریان الکتریکی) به روشنایی تابش تعریف می شود. حساسیت دوربین ویدیوکن از سایر انواع مانند اورتیکون کمتر است و این خصوصیت یک نقطه ضعف عمده به شمار می آید. نکته دیگر یکنواختی حساسیت لامپ در تمامی سطح است. عدم یکنواختی حساسیت در نقاط سطح تارگت سبب افزایش پدیده‌ای به نام *Vignetting* می شود.

۳) شدت جریان تاریکی

وقتی که هیچگونه نوری به لامپ ویدیوئی تابیده نمی شود انتظار می رود که سیگنال اطلاعاتی (شدت جریان الکتریکی) صفر باشد. ولی در عمل چنین نیست و در شدت نور صفر (تاریکی) همیشه مقداری جریان الکتریکی وجود دارد که آنرا شدت جریان تاریکی می نامیم. کم بودن این شدت جریان یک مزیت اساسی محسوب می گردد.

با کاهش ولتاژ تارگت جریان تاریکی لامپ کاهش می یابد ولی به همان نسبت از حساسیت آن کاسته می شود. پس می بایست ولتاژ تارگت را چنان انتخاب کنیم که حساسیت و شدت جریان تاریکی هر دو در محدوده قابل قبول قرار بگیرد. در مقایسه با سایر انواع لامپ هایی که از نوع هدایت نوری هستند، لامپ ویدیوکن حساسیت کمتری دارد ولی سایر امتیازات آن سبب شده تا مورد اقبال عمومی قرار گیرد.

لامپ پلامبیکن نیز از انواعی است که در تلویزیون های اشعه ایکس وسیعاً مورد استفاده قرار می گیرد. در این لامپ تارگت از جنس مونواکسید سرب است. برخی خصوصیات این لامپ در مقایسه با لامپ ویدیوکن به صورت زیر خلاصه شده است:

۱) لامپ پلامبیکن قدری بزرگتر است.

۲) سرعت عملکرد بیشتری (زمان تأخیر کمتری) دارد و بنابراین در فلوروسکپی از ارگان های متحرک تصویربهرتری ایجاد می کند.

۳) نویز کوانتم ایجاد شده در این نوع لامپ ها بیشتر است (*More quantom noise*).

۴) قدرت تفکیک ضعیف تری دارد.

۵) شدت جریان تاریکی آن نزدیک به صفر است.

سایر انواع لامپ های ویدیوئی مانند کالنیکن و نیوویکن نیز امروزه در فلوروسکپی تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرند که از نظر مشخصات فنی در حد واسط ویدیوکن و پلامبیکن قرار دارند. در دیجیتال رادیوگرافی که نزدیک به یک دهه است به عنوان یک تکنولوژی

مدرن معرفی گردیده و به تدریج جای خود را در میان سایر تکنیک‌ها باز کرده است از لامپ‌های بسیار حساس استفاده می‌شود.

در دوربین‌های *CCD*، آرایه‌هایی از ابزارهای شارژ - کوپل (*CCDs*) - مدارهای سیلیکونی که به عنوان خازنهای حساس به نور عمل می‌کنند - به جای *Vidicon* یا *Plumbicon* استفاده می‌شود. دوربین *CCD* همانند *Vidicon* تصاویر را به صورت الگویی از الکترون‌های برخورد کننده، ذخیره می‌نماید؛ با این حال، دوربین *CCD* بار منفی را ذخیره می‌کند و *Vidicon* بار مثبت. در حالی که *Vidicon* در طی فرآیند بازخوانی، از پرتو الکترونی استفاده می‌کند، دوربین *CCD*، الگوی متحرکی از بارها را با آرایش *CCD* مورد استفاده قرار می‌دهد و یک سیگنال الکتریکی که به آسانی با تصویربرداری دیجیتال، تطابق می‌یابد را ایجاد می‌کند. امکان حذف تشعشع در دوربین‌های *CCD* وجود دارد زیرا سیگنال ایجاد شده در هر *CCD* کاملاً مستقل از *CCD*های مجاور است. دوربین‌های *CCD* نیاز به سیم‌پیچ‌های کنترل کننده ندارند و به طور معمول، کوچکتر و سبکتر از دوربین‌های آنالوگ می‌باشند. با این حال، قدرت تفکیک دوربین‌های *CCD* به عوامل مشابهی که در مورد دوربین‌های آنالوگ مشاهده گردید بستگی دارد؛ به طور معمول، قدرت تفکیک، توسط فروشنده در مشخصات فنی دوربین ذکر می‌گردد.

دوربین‌های *CCD* که به منظور انجام رادیوگرافی، مورد استفاده قرار می‌گیرند، از فواید ذیل برخوردارند:

قدرت تفکیک فضایی بالا

محدوده دینامیک گسترده

درجه بالای پاسخ خطی

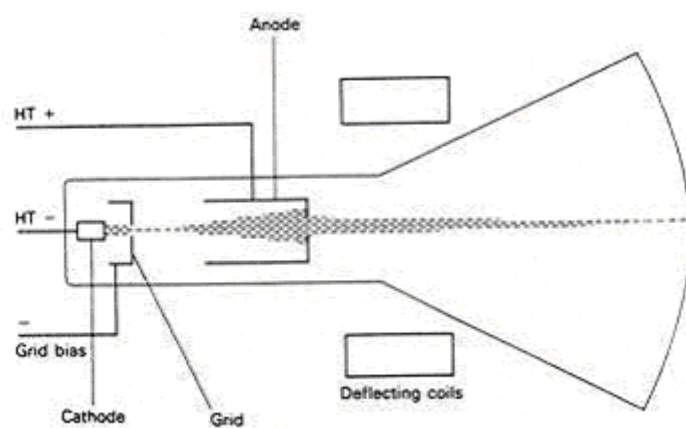
حساسیت به نور یا ورودی الکترونی مستقیم

بازخوانی سریع

CCD ها با قدرت تفکیک متفاوت در انواع ۲۵۶ ($256 \times pixels$) یا کمتر تا ۲۰۴۸ ($2048 \times pixels$) یا بیشتر، در دسترس می‌باشند. با این حال بازخوانی زنده (۳۰ کادر در ثانیه) در حال حاضر، به ۱۰۰۰ ($1000 \times pixels$) یا کمتر، محدود می‌باشد. در *CCD* بارهای الکتریکی از طریق مجموعه‌هایی از عناصر موسوم به "bucket bridge" انتقال می‌یابند. بنابراین، لازم است کارایی هر انتقال بالا باشد تا از افت قدرت تفکیک فضایی، جلوگیری به عمل آید. *CCD*ها باید به نحوی طراحی شوند که از قابلیت محافظتی *antiblooming* برخوردار باشند، تا در صورت پرشدن بیش از حد برخی از بارهای الکتریکی، از تجزیه تصویر، جلوگیری به عمل آید؛ ظرفیت ذخیره بالا نیز اهمیت دارد که به اندازه پیکسل، بستگی خواهد داشت (Yaffe ۱۹۹۷).

۵-۲-۳. لامپ تصویر در گیرنده تلویزیونی

گیرنده یا مانیتور وسیله‌ای است که اطلاعات الکترونیکی را که از دوربین ارسال می‌گردد دریافت کرده و آنها را به اطلاعات تصویری (سطوح خاکستری) تبدیل می‌نماید. به عبارت دیگر گیرنده، سیگنال‌های ویدیویی را دریافت کرده و تصویر را از روی آنها بازسازی می‌کند. مانیتور از مدارات گیرنده اطلاعات تصویری (مدارات ورودی)، تقویت‌کننده‌ها و بالاخره لامپ تصویر و ضمائم آن تشکیل یافته است. لامپ تصویر تلویزیونی و قسمت‌های مختلف آن در شکل ۵-۶ نمایش داده شده است.

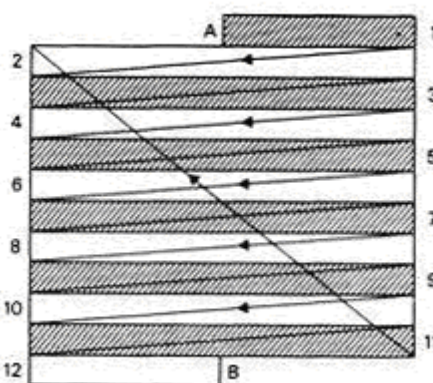


شکل ۵-۶. لامپ تصویر تلویزیونی

لامپ تصویر محفظه‌ای خالی شده از هوا، از جنس پیرکس مقاوم، به شکل یک قیف است که در انتهای گلوئی‌باریک آن مدارات پرتاب الکترون (فیلامان)، شتاب‌دهنده و متمرکزکننده‌های شعاع الکترونی قرار دارند. انتهای دیگر لامپ (صفحه تصویر) اسکرین مخصوصی است که با مواد فلوروسانس پوشش داده شده است. هنگامی که شعاع الکترونی به این صفحه برخورد می‌کند، نقطه‌ای روشن و یا تیره به تناسب انرژی شعاع الکترونی ایجاد می‌شود و از مجموع این نقاط تصویری، سطوح خاکستری متفاوت به وجود می‌آیند. فیلامان گرم منبع تولید الکترون است و الکترون‌های تولید شده، توسط یک میدان الکتریکی قوی به سمت آند که در قطب مثبت قرار دارد شتاب پیدا می‌کنند. آند (آندها) به صورت حلقه استوانه‌ای شکل ساخته شده است که منفذی برای عبور الکترون‌ها در وسط قاعده آن تعبیه گردیده است.

الکتروود سوم گرید کنترل‌کننده نام دارد و دو کار بسیار مهم انجام می‌دهد: در حالی که نقش تمرکزدهنده شعاع الکترونی را به عهده دارد، کنترل‌کننده دانسیته الکترون‌ها در شعاع الکترونی

نیز هست. بنابراین اگر سیگنال ویدیویی به دست آمده از دوربین، به عنوان عامل کنترل به گرید کنترل کننده اعمال شود، دانسیته شعاع الکترونی متناسب با اطلاعات موجود در سیگنال روشنایی نقاط مختلف تصویر تغییر می کند. بنابراین اگر بتوان شعاع الکترونی لامپ تصویر را با شعاع الکترونی جاروکننده در دوربین همزمان نمود، اطلاعات هر نقطه بر روی فتوموزائیک (سلول نوری) صفحه لامپ ویدیویی، نقطه ما به ازای خود را بر روی لامپ تصویر مانیتور تحریک نموده و به تناسب کمیت نور تابیده شده به آن نقطه (تصویر واقعی)، روشنایی نقطه متناظری بر روی لامپ تصویر معین و نمایش داده می شود. این هم زمانی توسط سیگنال هایی به نام پالس های هم زمانی افقی (برای همزمان کردن خطوط افقی)، و پالس های هم زمانی عمودی (برای همزمان کردن خطوط عمودی)، در مدارات فرستنده (دوربین ویدیویی) ساخته شده و به همراه سیگنال ویدیویی به گیرنده یعنی به گرید کنترل کننده در لامپ تصویر منتقل می گردد.



شکل ۵-۷. نحوه حرکت شعاع الکترونی در لامپ تصویر

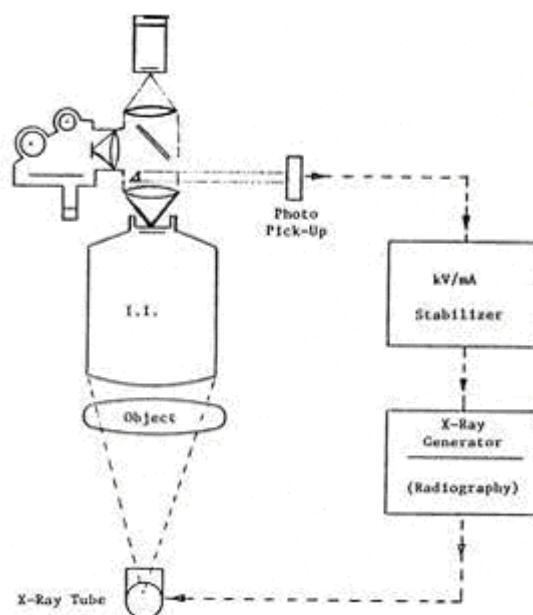
تصویر بر روی صفحه مانیتور از تعدادی خطوط افقی و هر خط از تعدادی نقطه تشکیل شده است. هرچه تعداد خطوط در هر کادر تصویری و تعداد نقاطی که یک خط افقی را می سازند بیشتر باشند، تصویر به دست آمده از کیفیت بهتری برخوردار است. ابعاد نقاط را شعاع الکترونی تعیین می کند. هر چه شعاع الکترونی که صفحه تصویر را جارو می کند نازکتر باشد، تعداد نقاط بیشتری را در طول یک خط افقی می تواند جا دهد. شکل ۵-۷ یک لامپ تصویر و نحوه حرکت شعاع الکترونی برای جاروب کردن صفحه را نشان می دهد.

در عمل تمامی خطوط افقی به دنبال هم ساخته نمی شوند و به دلایلی ابتدا خطوط فرد (۱، ۳، ۵ و...) و در مرحله بعد خطوط زوج (۲، ۴، ۶ و...) ساخته می شوند. به عبارت دیگر ابتدا یک نیم کادر با خطوط فرد و سپس نیم کادر دوم با خطوط زوج ساخته شده و مجموعه این دو، یک کادر تصویری کامل را تشکیل می دهند. هر کادر کامل در ۱۲۵ ثانیه و هر نیم کادر در ۱۵۰ ثانیه (فرکانس

برق ۵۰ هرتز) ساخته می‌شود. امروزه معمولی‌ترین سیستم‌های تلویزیونی مورد استفاده در پزشکی ۶۲۵ خط هستند که تعداد خطوط یک نیم کادر در آنها ۳۱۲/۵ می‌باشد.

یک بار دیگر ضمائم یک سیستم تلویزیونی مدار بسته را به اختصار مرور می‌کنیم:
لامپ مولد اشعه ایکس با فوکوس کوچک که می‌تواند اشعه ضعیف (چند میلی آمپر) را در زمان طولانی تولید نماید.

لامپ تشدیدکننده، تصویر به دست آمده را که نتیجه عبور اشعه ایکس از بدن بیمار است، با بسته روشنایی و کنتراست کافی و با دامنه دید قابل تنظیم (با ضریب بزرگنمایی متغیر)، برای فیلم برداری آماده می‌کند.



شکل ۵-۸. مدار یک سیستم تلویزیونی

دوربین ویدیویی از تصویر تشکیل شده و بر روی اسکرین خروجی I.I. فیلم برداری نموده و آن را به صورت سیگنال ویدیویی به مدارات گیرنده (مانیتور) منتقل می‌نماید. این سیگنال‌ها حاوی اطلاعات ضروری دیگری از قبیل پالس‌های هم‌زمانی نیز هستند.
مدار گیرنده، این اطلاعات ویدیویی را به صورت سیاه و سفید در سطوح خاکستری چندی (۸، ۱۶، ۳۲، ...) بازسازی و جهت مشاهده پزشک بر روی صفحه مانیتور نشان می‌دهد.

۳-۵ تکنیک‌های فلوروسکپی اتوماتیک

هنگام فلوروسکپی در اغلب موارد تنها یک قسمت از بدن بیمار و یا یک بخش خاص از یک عضو مورد معاینه قرار می‌گیرد. ولی پزشک برای یافتن آن، نواحی همجوار را نیز جستجو می‌کند و طبیعتاً اشعه ایکس از بخش‌های مختلفی عبور می‌کند. در معاینات جهاز هاضمه با ماده باریم، کلیه مراحل گوارش شامل بلع، حرکت در درون لوله مری، عملکرد معده، تخلیه در درون روده کوچک و الی آخر مورد نظر است و در طول این نوع معاینات موضع مورد نظر ممکن است از عضوی لاغر با ضریب جذب پائین به موضعی ضخیم با ضریب جذب بالا تغییر کند (تغییر وضعیت استقرار بیمار نیز میزان جذب اشعه را می‌تواند تغییر دهد). بنابراین تصویر حاصل بر روی مانیتور از لحاظ روشنایی مرتباً دستخوش تغییر شده و گاهی بسیار روشن (کنتراست پائین) و زمانی بسیار کم‌نور و غیرقابل تشخیص می‌گردد، مگر آنکه یک دستیار در اتاق کنترل، مرتباً شرایط فلوروسکپی (کیلوولت و میلی‌آمپر) را به تناسب نیاز پزشک تغییر داده و کوشش نماید تا شرایط تصویر روی تلویزیون را ثابت نگه دارد.

اساساً دو راه حل برای جلوگیری از این تغییرات و ثبات بخشیدن به روشنایی و کنتراست تصویر مانیتور رامی‌توان پیشنهاد نمود.

(۱) تغییر ضریب تقویت سیگنال‌های ویدیویی در فرستنده و گیرنده، به طوری که علی‌رغم تغییر روشنایی تصویر خروجی $I.I$ روشنایی تصویر مانیتور ثابت بماند ($A.G.C$).

(۲) تغییر دوز اشعه ایکس (KV و mA) به تناسب ضریب جذب ارگان مورد معاینه به ترتیبی که پیوسته روشنایی تصویر در ورودی (و در نتیجه در خروجی) $I.I$ ثابت بماند.

اگرچه راه حل اول بسیار ساده‌تر به نظر می‌رسد و در هر سیستم صوتی و تصویری کنترل اتوماتیک ضریب تقویت وجود دارد، ولی در تلویزیون مدار بسته اشعه ایکس، عموماً راه حل دوم نیز به همراه راه حل اول مورد استفاده قرار می‌گیرد. دلایل آن متعدد است که مهمترین آنها به شرح زیرند:

(۱) در روش AGC با افزایش ضریب تقویت مدار، پارازیت‌های موجود نیز تقویت می‌شوند. به ویژه زمانی که به علت افزایش ضخامت و یا ضریب جذب عضو مورد معاینه تصویر تشکیل شده بر روی دریچه ورودی لامپ $I.I$ ضعیف می‌شود، با افزایش ضریب تقویت (افزایش نویز)، به شدت از کیفیت آن کاسته شده و تصویر حاصل از لحاظ تشخیصی فاقد کیفیت لازم خواهد بود.

(۲) در روش AGC شدت تشعشع ثابت است. در حالی که در روش دیگر شدت تشعشع متناسب با مشخصات عضو مورد معاینه تغییر می‌کند و بنابراین می‌توان سیستم را طوری تنظیم نمود

که بیمار پیوسته حداقل دوز اشعه را دریافت نماید و این خود از لحاظ ایمنی بیمار، ارجحیت قابل توجهی به حساب می آید.

کنترل روشنایی تصویر از طریق تغییر دوز اشعه به طور اتوماتیک، به کنترل روشنایی تصویر موسوم است و به اختصار *ABC* نامیده می شود و اغلب سیستم های رادیوگرافی مجهزه تلویزیون امروزه از این تکنیک استفاده می کنند.

ثبات روشنایی تصویر تلویزیونی از طریق دوز اشعه دریافتی لامپ تشدیدکننده به شیوه مختلفی امکان پذیر است.

۱) کنترل اتوماتیک کیلو ولت با امکان انتخاب میلی آمپر.

۲) کنترل اتوماتیک میلی آمپر با امکان انتخاب کیلو ولت.

۳) کنترل اتوماتیک کیلو ولت و میلی آمپر در جهت مخالف یکدیگر.

۴) کنترل اتوماتیک کیلوولت و میلی آمپر هم جهت با یکدیگر.

روش آخر که میلی آمپر و کیلوولت هم جهت با یکدیگر با دامنه تنظیم وسیع تغییر می کنند، معمولاً تصویری را به دست می دهد که نسبت به روش اول و دوم، کنتراست ضعیفتری دارد (تصویر بیش از حد سفید است).

روش دوم بهترین کیفیت تصویری را (در صورت انتخاب صحیح کیلوولت توسط اپراتور)، می تواند ایجاد نماید. ولی از آنجا که در برخی کاربردها اختلاف ضریب جذب اعضای مورد معاینه و ارگان های همجوار بسیار زیاد است، ممکن است تنظیم کیلوولت مکرراً مورد نیاز باشد که این خود نقطه ضعف بزرگی برای این کار به حساب می آید.

روش اول و سوم عملی ترین و پرکیفیت ترین شکل کنترل اتوماتیک روشنایی تصویر می باشند و از لحاظ عملی نیز اگر ساده تر از سایر روش ها نباشند، مسلماً پیچیده تر نیستند و به همین دلیل نیز امروزه بیشتر از سایر روش ها مورد استفاده قرار می گیرند.

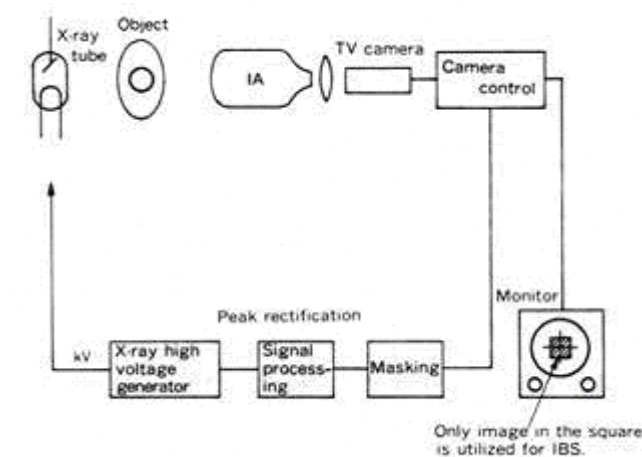
در روش اول معمولاً اپراتور متناسب با مورد، میلی آمپر دستگاه را حدوداً تنظیم نموده (مثلاً برای معاینه معده، یک بیمار نسبتاً چاق حدود ۱/۵ تا ۲ میلی آمپر، و سیستم *ABC* با تغییر کیلو ولت، شدت اشعه ورودی به لامپ تشدیدکننده را ثابت نگه می دارد. این عمل از طریق کنترل موقعیت بازوی لغزنده واریاک و به وسیله یک موتور الکتریکی (در سیستم های قدیمی تر)، و یا به وسیله کنترل زاویه آتش یکسوکننده های کنترل شونده سیلیکونی یا *SCR* ها (در سیستم ها مدرن تر) انجام می گیرد. با کم شدن روشنایی صفحه مانیتور، مدارات الکترونیک طوری عمل می کنند که کیلوولت افزایش یابد و یا برعکس با زیاد شدن روشنایی صفحه، سبب کاهش کیلوولت می شوند و به این

ترتیب روشنایی تصویر می‌ماند. این تکنیک *I.B.S* نیز نامیده می‌شود که مخفف «ثابت نگهدارنده روشنایی تصویر» می‌باشد. برای انجام این کار دو روش کلی وجود دارد.

(۱) نمونه‌برداری از شدت نور تصویر تشکیل‌شده در خروجی لامپ تشدیدکننده تصویر، تقویت آن توسط چند برابرکننده نوری و سپس مقایسه آن با ولتاژ مرجع در یک مقایسه‌کننده و استفاده از آن به عنوان ولتاژ کنترل جهت راه‌اندازی یک موتور الکتریکی که بازوی لغزنده واریاک را حرکت می‌دهد و یا جهت کنترل زاویه آتش‌یکسوکننده‌های کنترل‌شونده، برای تصحیح کیلوولت در فلورسکوپی می‌باشد.

(۲) در روش دوم از میزان روشنایی صفحه مانیتور به عنوان شاخص دوز اشعه عبور کرده از بدن بیمار نمونه‌برداری می‌شود و سپس با مقایسه آن با یک ولتاژ مرجع در یک مقایسه‌کننده، اختلاف این دو به عنوان ولتاژ کنترل مورد استفاده قرار می‌گیرد.

اغلب دستگاه‌های رادیوگرافی که با کنترل اتوماتیک روشنایی تصویر (*ABC*) مجهزند، دو کلید دوز بالا و دوزپائین (*high-low*) در اختیار اپراتور قرار می‌دهند. این کلیدها مقدار ولتاژ مرجع در مدار مقایسه‌کننده را تغییر می‌دهند و به این ترتیب دوز اشعه دریافتی لامپ تشدیدکننده و یا به عبارت دیگر روشنایی تصویر مانیتور می‌تواند روی نور زیاد و یا نور کم تنظیم گردد.



شکل ۹-۵. بلاک دیاگرام یک مدار *I.B.S*

روش دوم که میزان روشنایی تصویر را مستقیماً از روی صفحه مانیتور نمونه‌برداری می‌کند، ضمن دارا بودن ابزار واسطه‌ای کمتر، از کیفیت بهتری نیز برخوردار است. سادگی، ارزانی و کیفیت مطلوب دلایل قانع‌کننده‌ای برای استفاده وسیع از این روش است.

۴-۵ خطاهای تصویری لامپ تشدیدکننده تصویر

تصاویری که توسط لامپ تشدیدکننده تصویر و به طور کلی توسط سیستم تلویزیون مدار بسته دردستگاه‌های رادیوگرافی تولید می‌شوند، خالی از خطا نبوده و علی‌رغم تلاش‌های فراوانی که طراحان و سازندگان این گونه سیستم‌ها به کار می‌برند، هنوز انواع خطاها از قبیل خطا در ابعاد تصویر، اعوجاج، عدم یکنواختی نور تصویر در همه نقاط، عدم یکنواختی قدرت تفکیک و غیره اگرچه به حداقل ممکن کاهش داده شده‌اند، ولی هنوز کاملاً از بین نرفته‌اند.

اعوجاج

به علت یکسان نبودن ضریب کوچک‌نمایی در نقاط مختلف تصویر، خطوط راست در نواحی پیرامونی تصویر به صورت منحنی یا قوس به سمت مرکز دیده می‌شوند. این نوع خطای تصویری خصوصاً در ارتوپدی می‌تواند تشخیص را دچار مشکلات جدی نماید.

ضریب کوچک‌نمایی عبارت است از «نسبت قطر اسکرین خروجی به قطر اسکرین ورودی». به علت خصوصیات هندسی لامپ تشدیدکننده تصویر و اثرات نوری و الکترونی آن، این ضریب در تمامی نقاط میدان دید یکسان و ثابت نیست و در نقاط مرکزی تصویر، کوچک‌نمایی بیشتر از نقاط کناری است.

برای کاهش این نوع خطا توصیه می‌گردد که *RIO* حتی‌المقدور در وسط میدان دید لامپ تشدیدکننده قرار داده شود.

عدم یکنواختی روشنایی تصویر

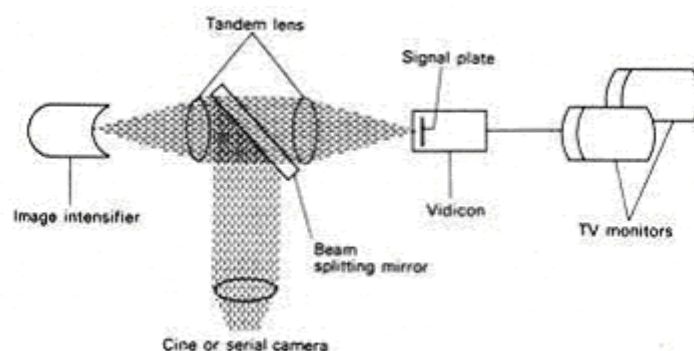
این نوع خطا مربوط به سیستم عدسی‌های به کار رفته در خروجی لامپ تشدیدکننده تصویر است. می‌دانیم که مقدار نور عبوری از نقاط مرکزی عدسی‌ها بیشتر از مقدار نور عبوری از نقاط پیرامونی است. بنابراین نقاط مرکزی تصویر روشن‌تر از نقاط کناری دیده می‌شوند. وجود عوامل زیر این عدم یکنواختی در روشنایی تصویر را افزایش می‌دهند:

(۱) اشعه ایکس حاصل از تیوب مولد اشعه، در نقاط مرکزی متمرکزتر از نقاط کناری است.

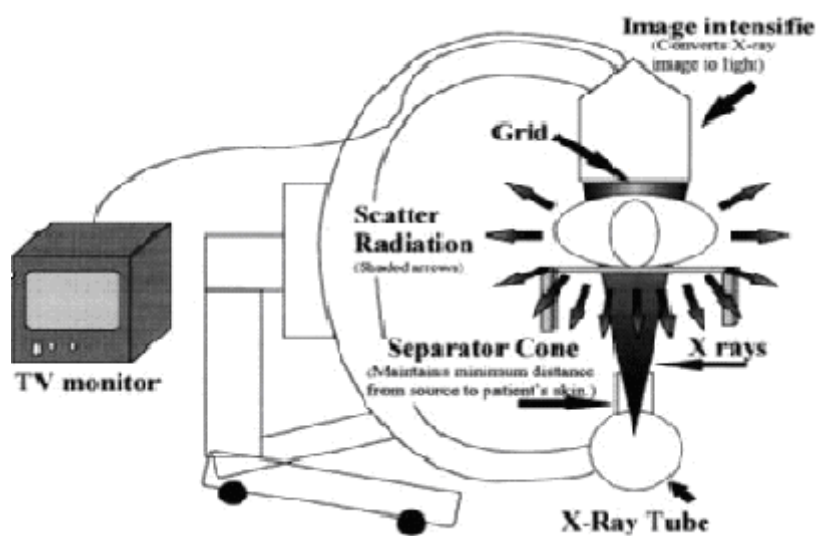
۲) شکل گنبدی مانند اسکرین ورودی سبب می‌شود تا نقاط کناری آن اندکی دورتر از نقاط مرکزی نسبت به منبع اشعه قرار گیرند و در نتیجه اشعه ایکس را با شدت کمتری دریافت نمایند.

قدرت تفکیک

قدرت تفکیک در یک سیستم تلویزیون اشعه ایکس به عوامل متعددی وابسته است. اندازه فوکوس (ابعاد منبع تشعشع)، میزان نویز مربوط به مدارات تقویت‌کننده، میزان روشنایی تصویر در خروجی لامپ تشدیدکننده و عوامل دیگر. تا آنجا که به لامپ تشدیدکننده تصویر مربوط است، قدرت تفکیک در نقاط مرکزی بیشتر از نقاط کناری است و این اختلاف عمدتاً به دلیل وجود لنز الکترونی و لنز نوری است. قدرت تفکیک اغلب به صورت تعداد خطوط موازی روشن و تیره (جفت خط) قابل تشخیص در طول یک سانتی‌متر و یا یک اینچ اندازه‌گیری می‌شود. به عنوان مثال ۴۴ جفت خط در سانتی‌متر و یا ۱۰۰ جفت خط در اینچ.



شکل ۱۰-۵. سیستم نوری در خروجی لامپ تشدید کننده تصویر



شکل ۱۱-۵. نمای کلی سیستم فلوروسکوپی

مراجع

- مبانی دستگاههای رادیولوژی از دیدگاه مهندسی پزشکی
دکتر سیامک نجاریان - مهندس مجید نبوی
- کتاب جامع تجهیزات آزمایشگاهی و فرآورده های تشخیصی - جلد اول
دکتر حمیدرضا سقاء
دکتر محسن سروش نیا
- مروری جامع بر علوم رادیولوژی تشخیصی
استیونز - فیلیپس - ترجمه امید غفوریان
- فیزیک پزشکی
جان کمرون - ترجمه دکتر عباس تکاوری
- ماهنامه مهندسی پزشکی و تجهیزات آزمایشگاهی - شماره ۲۲
- *IAEA Standard syllabus course on Radiation Protection in diagnostic and interventional radiology*