



جزوه باما

دانلود جزوات، نمونه سوالات
و پروپوزنت‌های دانشگاهی

Jozvebama.ir

Jozvebama.ir



اهمیت آشنایی با اصول سیستمهای رادیولوژی و رادیوتراپی



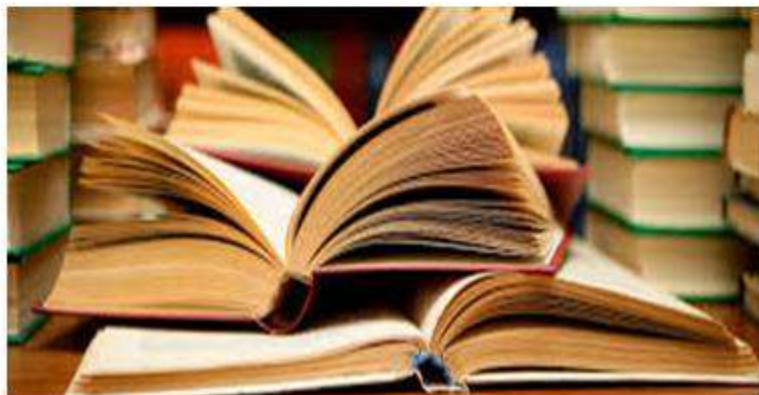
میزان آشنایی شما با دستگاه‌های رادیولوژی



www.rmg.ir
Dan News Agency : عکس از

منابع

- فیزیک رادیولوژی تشخیصی کریستین سن ترجمه دکتر عباس تکاور
- آشنایی با فیزیک پزشکی نوشته ادوین ایرد
- فیزیک پزشکی نوشته دکتر عباس تکاور



کاربردهای رادیولوژی

تشخیص

درمان



فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

- رونتگن اجسام گوناگون مانند کتاب، یک قطعه چوب و یک ورق آلومینیومی میان لوله و پرده فلورسانت گذاشت و مشاهده نمود که روشنایی فلورسانس با گذاشتن هریک از این اجسام تغییر می کند.
- سوال: تغییر روشنایی پرده فلورسانت در اثر قرار گیری اجسام مختلف در برابر اشعه X چه چیزی را نشان می دهد؟



پاسخ:

- پرتو از میان برخی اجسام آسانتر از دیگر اجسام میگذرد.
- رونتگن دستش را در میان پرده و لوله قرار داد و با شگفتی دید که طرح استخوان بندی دستش بر روی پرده پدیدار شد.





فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

- رونتگن تا ۲۸ دسامبر ۱۸۹۵ موشکافانه ویژگی های پرتوها را بررسی کرد و گزارشی از نتایج آزمایشهایش ارائه داد و در سال ۱۹۰۱ نخستین جایزه نوبل فیزیک را به پاداش سهم برجسته اش در دانش دریافت نمود.
- طیف الکترومغناطیسی:
- پرتو رونتگن (اشعه X) از گروه پرتوهای الکترومغناطیسی است. این پرتوها نوعی از موج است که در فضا انتشار می یابند و از میدانهای الکتریکی و مغناطیسی تشکیل شده اند. این میدانها در حال انتشار بر یکدیگر و بر جهت پیشروی موج عمود هستند. پرتو الکترومغناطیسی به وسیله شتاب دادن یک ذره باردار به وجود می آید.
- نور مرئی، اشعه گاما، امواج رادیویی از جمله این پرتوهای الکترومغناطیسی هستند.

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

- نیروی کولنی (نیروی بین اجسام باردار)

$$F = k \frac{q_1 q_2}{r^2}$$

F: نیرو

K: یک عدد ثابت

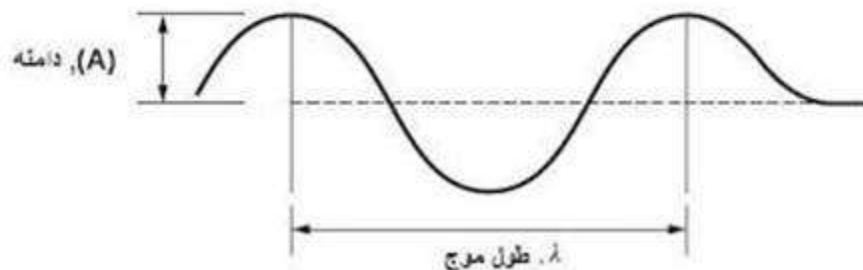
q_1, q_2 : بار روی اجسام باردار

r: فاصله بین دو جسم باردار

این نیرو همواره در راستای خطی است که دو گوی را به هم وصل می کند. اگر این دو بار هم نام باشند این نیرو رانشی و در غیر این صورت این نیرو کششی است.

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

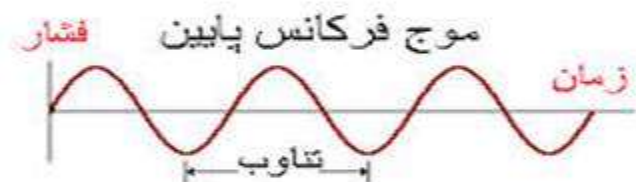
- اطراف یک بار الکتریکی (+) یک میدان الکتریکی E قرار خواهد گرفت و اگر این بار با سرعت ثابت V حرکت کند علاوه بر میدان الکتریکی یک میدان مغناطیسی H نیز در اطراف مسیر حرکت آن ایجاد می شود. این میدانها در حال انتشار بر یکدیگر و بر جهت پیشروی موج عمود هستند.
- انرژی به وسیله پرتوهای الکترومغناطیسی به فضا فرستاده می شوند. انتشار موجهای الکترومغناطیسی نیاز به هیچ ماده ای ندارد و به آسانی در خلا پخش می شود.
- هر موجی دارای یک دوره تناوب و طول موج است.
- **طول موج:** فاصله میان دو قله پشت سرهم و یا دو فرورفتگی پشت سرهم طول موج نام دارد. و با λ نشان داده می شود.



در موج، طول موج فاصله میان دو قله است و دامنه برابر ارتفاع قله است

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

- تناوب: تعداد موجهایی را که در یکای زمان از یک نقطه مشخص می گذرد تناوب گفته و با حرف ν نشان می دهند.



- سرعت حرکت موج با رابطه زیر بدست می آید.

- $V = \lambda \times \nu$

امواج الکترومغناطیسی همیشه با یک سرعت در خلا حرکت می کنند. این سرعت برابر است با 3×10^8 متر بر ثانیه که آن را سرعت نور می نامند و با حرف C نشان می

$$C = \lambda \times \nu.$$

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

$$C = \lambda \times \nu$$

C = سرعت نور بر حسب متر بر ثانیه

λ طول موج بر حسب متر

ν بسامد یا فرکانس بر حسب شمار نوسانهای کامل در یک ثانیه =

❖ از آنجایی که همه گونه های امواج الکترومغناطیسی سرعت یکسانی دارند، بسامد آنها باید با طول موج نسبت وارونه و یا عکس داشته باشد.

❖ همه گونه های امواج الکترومغناطیسی تنها در طول موج با هم فرق دارند.

❖ طول موج اشعه X دارای کاربرد پزشکی، بی اندازه کوتاه است و بیشتر با یکای آنگستروم (Å) و یا نانومتر (nm) گفته می شود. طول موج بیشتر پرتوهای X دارای کاربرد پزشکی بین ۱/۰ تا ۱ آنگستروم است.

❖ یک آنگستروم برابر 10^{-10} متر و یک نانومتر برابر 10^{-9} متر است.

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع

جدول پیشوندها

نماد	پیشوند	ضریب
G	گیگا	10^9
M	مگا	10^6
K	کیلو	10^3
d	دسی	10^{-1}
m	میلی	10^{-3}
μ	میکرو	10^{-6}
n	نانو	10^{-9}
p	پیکو	10^{-12}

سوال

- بسامد یا فرکانس نور آبی را محاسبه کنید؟ (طول موج نور آبی ۴۰۰۰ آنگستروم است)



پاسخ:

- $C = \lambda \times \nu$ یا $\nu = \frac{C}{\lambda}$

- $\nu = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s}}{4000 \times 10^{-10}} = 7.5 \times 10^{14}$ هرتز



نظریه ذره ای بودن تشعشعات الکترومغناطیسی

- علاوه بر نظریه موجی بودن امواج الکترومغناطیسی، می توان تصور کرد که امواج الکترومغناطیس به صورت مجموعه ای از ذرات که فوتون یا کوانتوم نامیده می شوند حرکت می کنند. این ذره ها بسته های جدا از هم انرژی می باشند.
- اندازه انرژی که با هر کوانتوم جابجا می شود به بسامد پرتو بستگی دارد. اگر بسامد دو برابر شود انرژی فوتون دو برابر می شود. انرژی فوتون با رابطه زیر محاسبه می شود:
- $E = h\nu$
- h : ثابت پلانک و برابر است با $6.62 \times 10^{-32} J/s$
- E انرژی فوتون
- یکای اندازه گیری انرژی فوتون ها الکترون ولت است و یک الکترون ولت نیرویی است که یک الکترون هنگامی که با اختلاف پتانسیل ۱ ولت شتاب داده می شود، به دست می آورد.

نظریه ذره ای بودن تشعشعات الکترومغناطیسی

$$\nu = \frac{c}{\lambda}, E = h\nu \quad \bullet$$

$$E = \frac{hc}{\lambda} = \frac{12.4}{\lambda} \quad \bullet$$

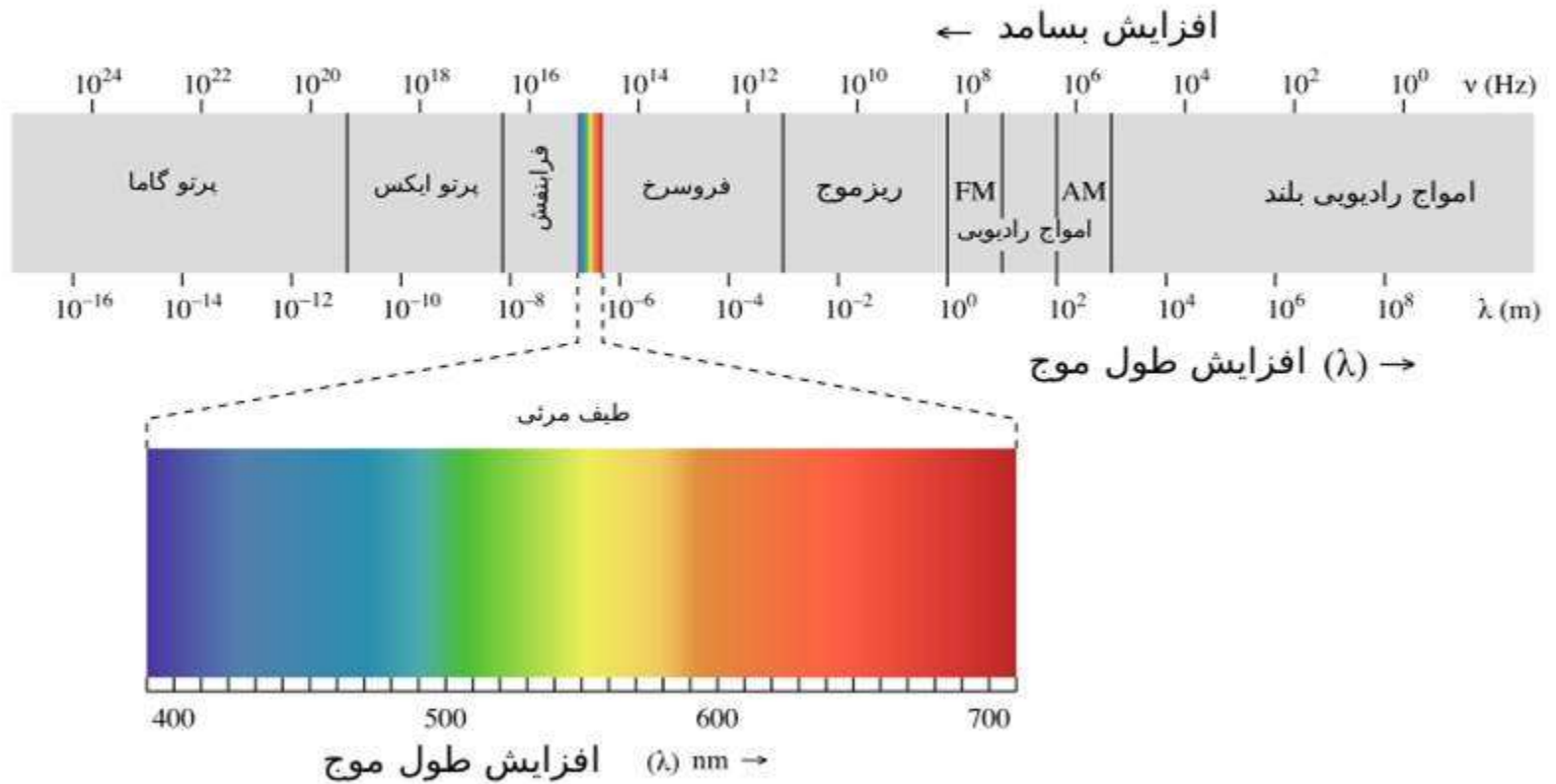
$$E = \text{انرژی بر حسب کیلوالکترون ولت} \quad \bullet$$

$$\lambda = \text{طول موج بر حسب آنگستروم} \quad \bullet$$

• اگر یک فوتون ۱۵ الکترون ولت یا بیشتر انرژی داشته باشد می تواند اتم ها و مولکولها را یونیزه کند و پرتو یونیزه کننده نامیده می شود. هنگامی که اتم یک الکترون از دست می دهد یونیزه نامیده می شود.

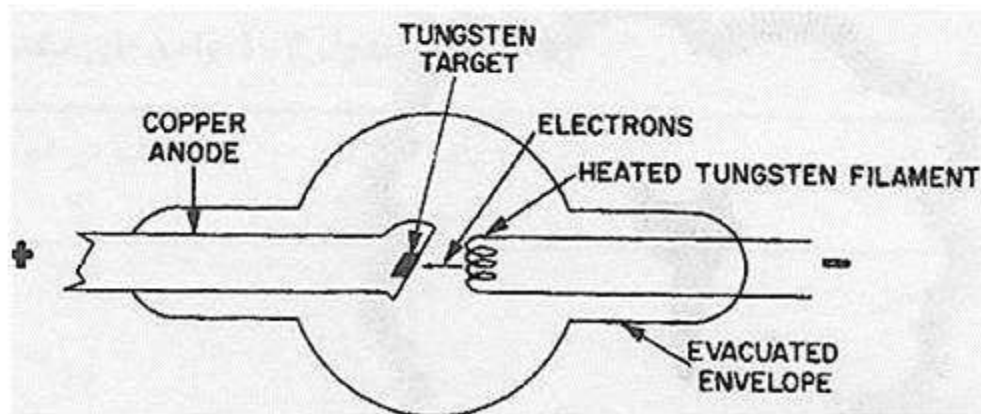
• پرتو X و گاما و بعضی از پرتوهای فرابنفش گونه هایی از پرتوهای یونیزه کننده هستند.

فصل اول: مقدمه ای بر تشعشع



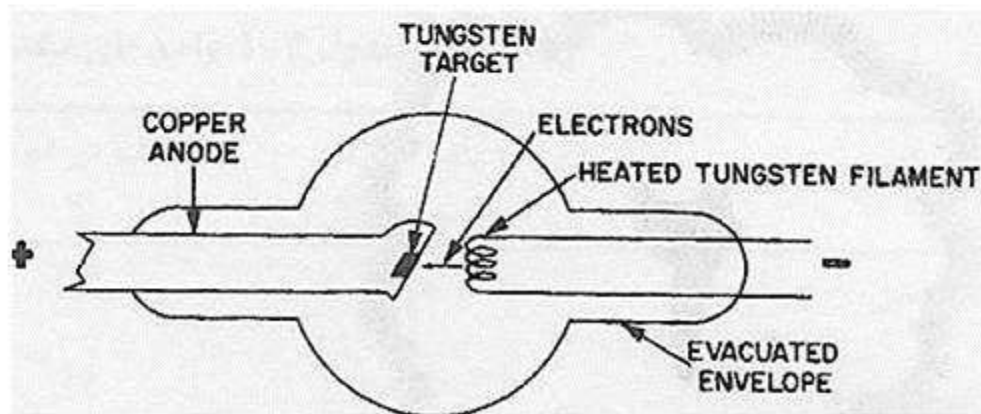
نحوه تولید اشعه X

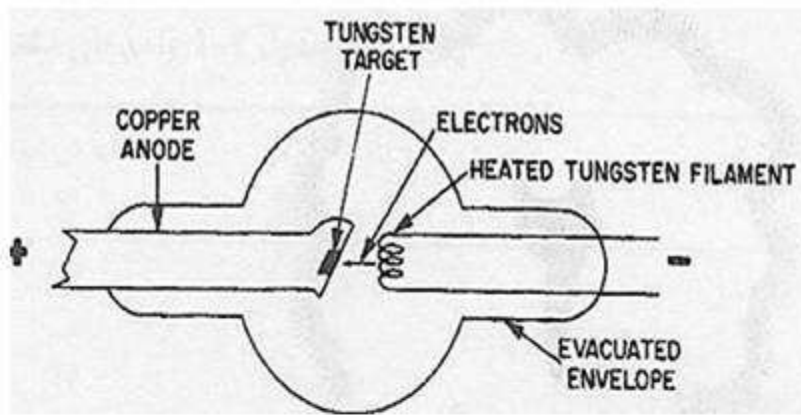
- اشعه X در فرآیند تبدیل انرژی پدید می آید و این هنگامی است که یک جریان الکترونیهای پرسرعت ناگهان به هدف تنگستنی (آند) یک لامپ پرتو X برخورد می کند و انرژی و سرعت آن به تندی کاهش می یابد.
- لامپ پرتو X از یک پوشش شیشه ای پیرکس تشکیل شده است که تهی از هوا است. این لامپ دارای دو الکترود می باشد



نحوه تولید اشعه X

- الکترودها به گونه ای طراحی شده است که الکترونهاى ساخته شده در کاتد(الکتروده منفی) به وسیله ی یک اختلاف پتانسیل بالا به سوی آند(الکتروده مثبت یا هدف) شتاب بگیرد.
- در این لامپها الکترونها به وسیله کاتد تنگستنی گذاخته ساخته می شود و در سراسر لوله شتاب می گیرد تا به هدف تنگستنی(آند) یعنی جایی که پرتوهای رونتگن ساخته می شوند، برخورد کنند.





اجزای لامپ اشعه X

- پوشش شیشه ای

- در لامپ شیشه ای تهی از هوا باید دو الکتروود قرار گرفته و آب بندی شوند.

سوال

اگر در لوله هوا وجود داشته باشد چه اتفاقی می افتد؟



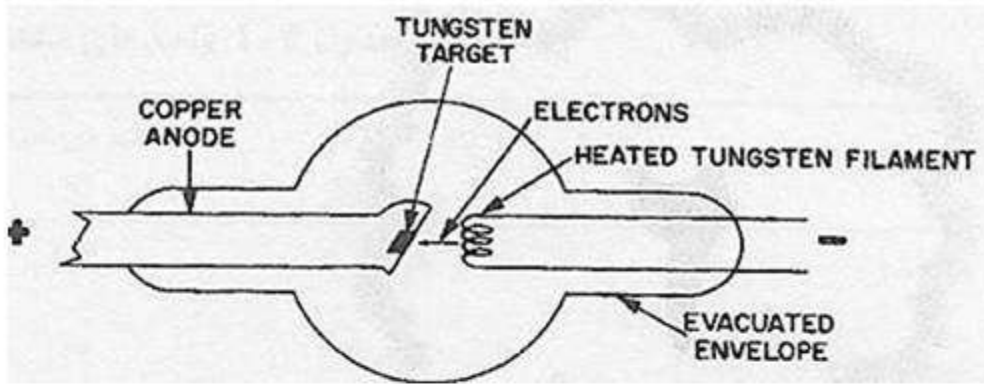
پاسخ



- اگر در لوله اندک هوایی به جا مانده باشد، الکترونی‌هایی که به سوی آند شتاب گرفته اند، با مولکولهای هوا برخورد می کنند و انرژی خود را از دست می دهند و الکترونی‌های دیگری پدید می آید که از مولکولهای هوا به بیرون پرتاب می شوند .
- در این فرآیند(یونش) الکترونی‌های افزوده ای برای شتاب گرفتن به سوی آند، در دسترس قرار می گیرد. روشن است که این الکترونی‌های ثانوی به گونه ای دلخواه کنترل شدنی نیست. بودن آنها به دگرگونی در شمار الکترونها می انجامد و به گونه چشمگیری سرعت الکترونی‌هایی را که به هدف برخورد می کند کاهش می دهد.
- این کار سبب تغییر گسترده ای در جریان لامپ و انرژی پرتو X تولید شده در لامپ می شود .

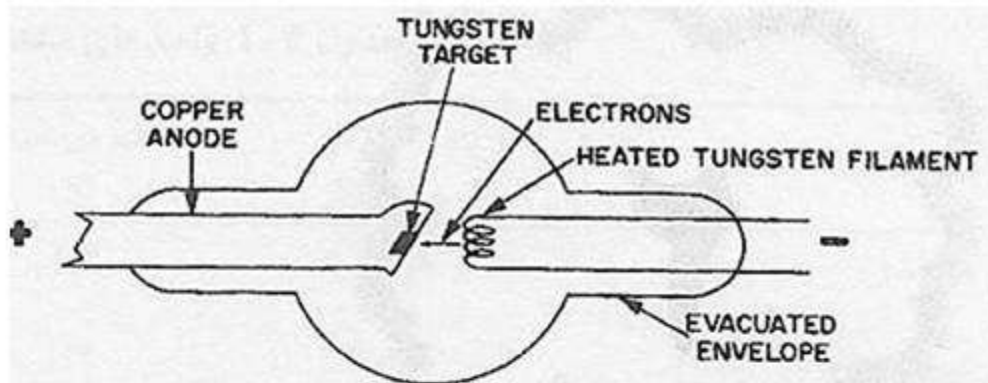


اجزای لامپ اشعه X



• پوشش شیشه ای

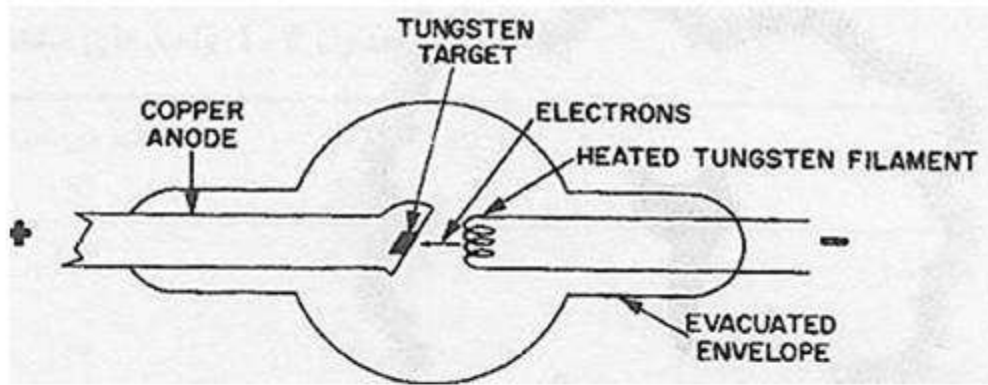
- ✓ هدف تهیه سازی لامپ پرتو X این است که اجازه می دهد شمار و سرعت الکترونهاى شتاب یافته به دلخواه کنترل شود.
- ✓ شکل و اندازه این لامپها به گونه ای طراحی شده است که از تخلیه الکتریکی میان الکترودها جلوگیری می کند.
- ✓ سیمهای ارتباطی در دیواره پوشش شیشه ای باید به خوبی آب بندی شود. در هنگام کار شیشه و سیمهای رابط آن بسیار داغ می شود.
- ✓ در دماهای بسیار بالا به علت تفاوت ضریب انبساط گرمایی، بسیاری از فلزها بیشتر از شیشه منبسط می شوند و این مساله می تواند سبب شکسته شدن دیواره شیشه ای شود. از این رو در لامپهای امروزی بیشتر از آلیاژهای ویژه ای که ضریب انبساط خطی نزدیک به شیشه پیرکس دارند، بهره گیری می شود.



اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

- ✓ سرمنفی لامپ پرتو X کاتد یا فیلامان نامیده می شود.
- ✓ جریان لامپ پرتو X با میلی آمپر اندازه گیری می شود و به شمار الکترونیایی که در یکای زمان از کاتد به سوی هدف (آند) می رود وابسته است.
- ✓ برای نمونه در یک زمان مشخص، لامپی با جریان ۲۰۰ میلی آمپر، دو برابر لامپی با جریان ۱۰۰ میلی آمپر الکترون می سازد و جریان ۲۰۰ میلی آمپر، دو برابر جریان ۱۰۰ میلی آمپر، پرتو X تولید می کند.
- ✓ کاتد از سیم تنگستن با قطری نزدیک به ۰/۲ میلی متر به شکل فنی به قطر ۰/۲ سانتی متر و درازای ۱ سانتی متر است. هنگامی که جریان الکتریکی از آن عبور می کند آن را داغ مینماید.



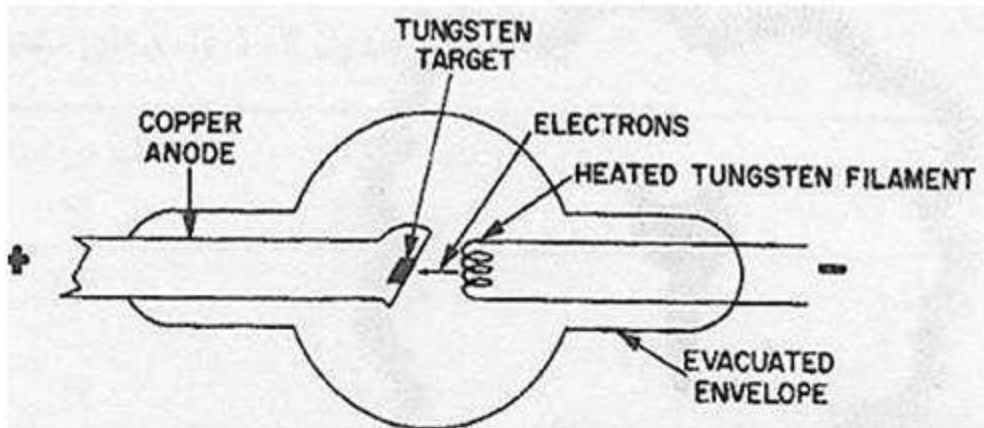
اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

سیمهای رابط

سرپوش کانونی کننده
فلزی

اجزای لامپ اشعه X



• کاتد

- ✓ هنگامی که یک فلز داغ می شود اتمهای آن انرژی گرمایی جذب می کند و برخی الکترونها فلز به اندازه ای انرژی به دست می آورد که به آنها اجازه می دهد تا فاصله کوتاهی از سطح فلز را بپیمایند. فرار الکترونها گسیل گرمایونی نامیده می شود.
- ✓ رشته تنگستن خالص باید دست کم تا دمای ۲۲۰۰ درجه سلسیوس گرم شود تا بتواند به اندازه کافی الکترون گرما یونی گسیل کند.



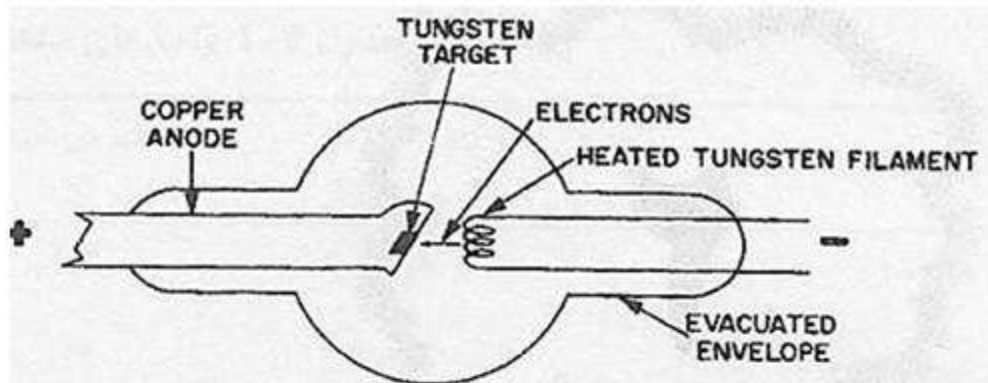
سوال

دلیل استفاده از تنگستن در لامپ پرتو X چیست؟



❖ تنگستن به اندازه دیگر فلزها مثل (آلیاژهای تنگستن) گسیل ماده ندارد. ولی از آنجایی که می توان از آن سیم نازک بسیار قوی با نقطه گداز بالا (۳۳۷۰ درجه سلسیوس) که گرایش اندکی برای تبخیر شدن دارد، فراهم آورد در ساخت کاتد با عمر دراز به کار می رود.



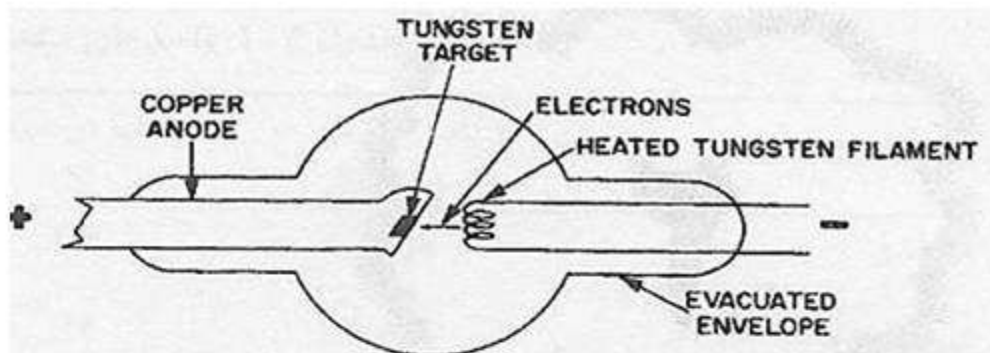


اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

✓ الکترونهاي آزاد شده از رشته تنگستن، در فاصله اندكي از آن ابر الکتروني كوچكي ميسازد. انبوهش الکترونهاي داراي بار منفي چيزي پديد مي آورد كه بار فضايي ناميده مي شود.

✓ اين ابر داراي بار منفي از آزاد شدن الکترونهاي ديگر از رشته جلوگيري مي كند و اين كار تا هنگامي كه الکترونهاي ديگر انرژي گرمائي كافي براي غلبه بر نيروي بارفضايي بدست آورند ادامه مي يابد



اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

- ✓ میزان الکترونی که باید از طرف کاتد به آند عبور کند تا ۱۰۰ میلی آمپر در لامپ جریان داشته باشد برابر است با $6/25 \times 10^7$ الکترون.
- ✓ جریان الکترون در سراسر یک لامپ پرتو X یک سویه است (همیشه از کاتد به آند)
- ✓ این جریان الکترون به علت نیروهای رانشی دوسویه و شمار فراوان الکترونها تمایل به پخش شدگی دارد که پیامد آن بمباران یک ناحیه گسترده ناخواسته روی آند لامپ پرتو X است.
- ✓ با ابزاری به نام کلاهک کانونی که اطراف کاتد را در میان گرفته است، از این پراکندگی جلوگیری می شود.
- ✓ کلاهک کانونی به گونه ای طراحی شده است تا نیروهای الکتریکی آن، جریان الکترونها را با اندازه و شکل خواسته شده روی هدف آند کانونی و متمرکز کند.

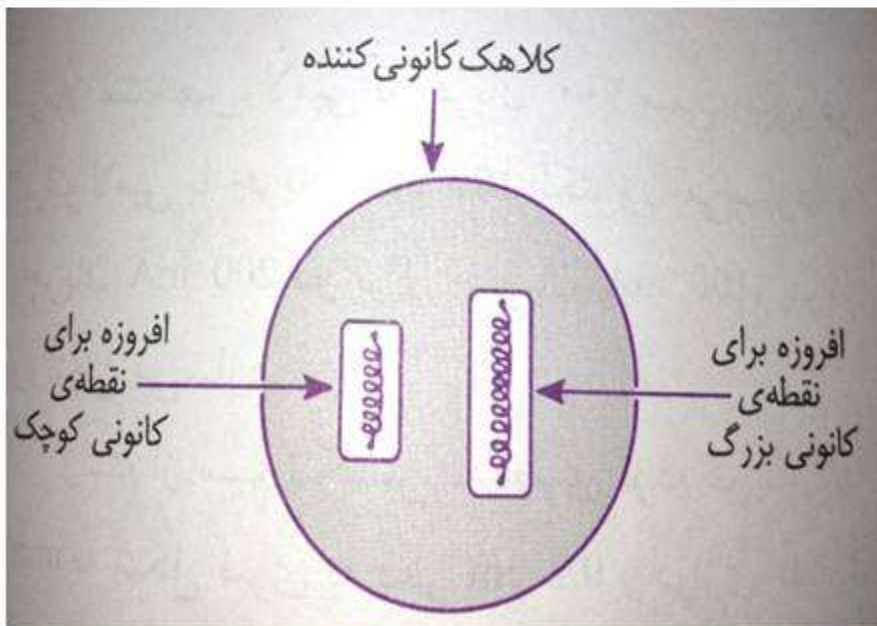
اجزای لامپ اشعه X

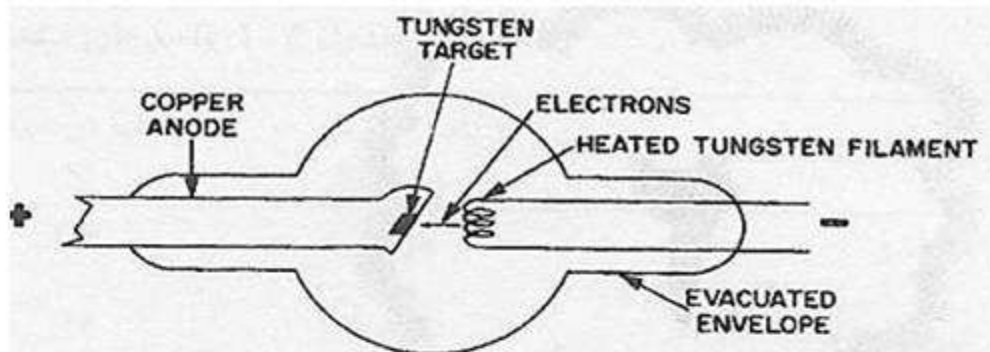
• کاتد

کلاhek کانونی بیشتر از نیکل ساخته می شود .

لامپهای امروزی ممکن است دارای یک یا چند رشته (بیشتر دو رشته) باشد. هر رشته از یک سیم مارپیچ ساخته شده است که یا در کنار هم می باشند و یا یکی روی دیگری است. و یکی از آنها درازتر از دیگری است.

در هر تابش تنها از یک رشته استفاده می شود. رشته درازتر برای تابش طولانی استفاده میشود.





اجزای لامپ اشعه X

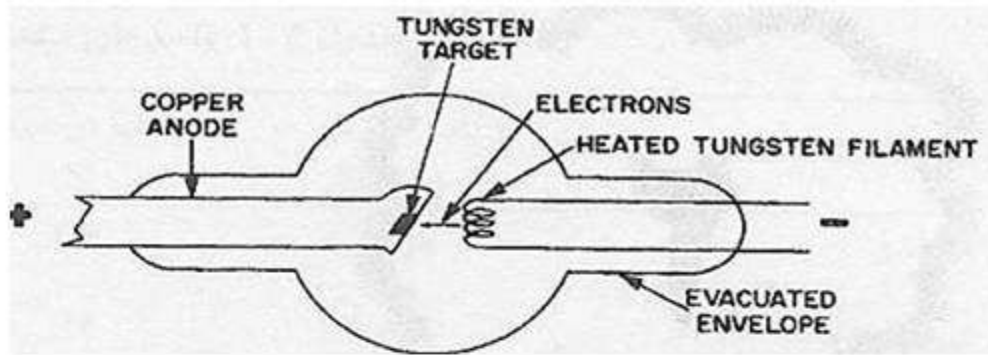
• کاتد

هنگامی که رشته داغ می شود، فرآیند بخارشدن تنگستن و نازک شدن آن آغاز می گردد که با گذشت زمان احتمال شکستن آن وجود دارد و طول عمر لامپ پرتو X کم می شود. رشته هرگز نباید بیش از زمان لازم گرم بماند.

بسیاری از مدارهای پرتو X امروزی، دارای یک مدار خودکار تقویت رشته می باشد. هنگامی که مدار لامپ روشن است ولی هیچ گونه تابشی انجام نمیشود، یک جریان کوچک ۵ میلی آمپری رشته را گرم میکند. این اندازه گرم کردن همان دمایی است که برای فلوروسکوپی نیاز است.



هنگام نیاز به تابشهایی با جریان بالا، یک مدار خودکار پیش از آغاز پرتودهی جریان رشته را از اندازه آمادگی تا اندازه موردنیاز بالا برده و بعد از پرتودهی تا اندازه آمادگی پایین می آورد.



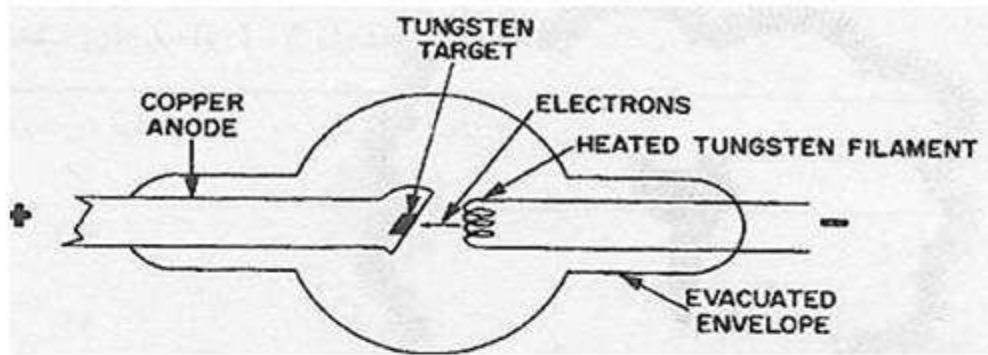
اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

تنگستنی که از رشته بخار می شود (بیشتر از آند) به صورت لایه بسیار نازکی بر سطح درونی شیشه لامپ می نشیند این فرآیند روی دیواره رنگی پدید می آورد که با گذشت زمان پررنگتر می شود.

لامپهای بسیار کار کرده به رنگ برنز یا آفتاب سوخته در می آید.





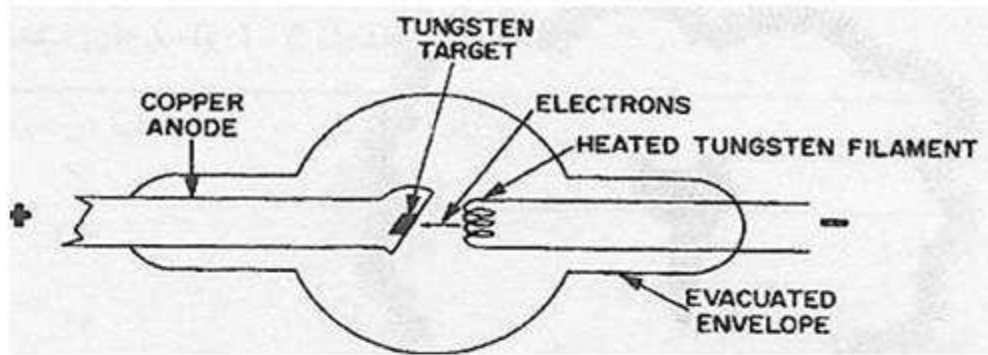
اجزای لامپ اشعه X

• کاتد

پوشش تنگستنی روی دیواره شیشه دارای دو اثر است:

1. دسته پرتوهای X را فیلتر می کند و رفته رفته کیفیت پرتوها را تغییر می دهد.
 2. پوشش فلز بر روی شیشه امکان جرقه زدن میان شیشه و الکترودها را در بالاترین اندازه کیلوولت افزایش می دهد. این مساله می تواند به سوراخ شدن لامپ بیانجامد.
- یکی از علت‌های ساخت لامپ پرتو X فلزی به جای لامپ شیشه ای کاهش اثر رسوب تنگستن بر دیواره لامپ است.





اجزای لامپ اشعه X

اصل کانون خطی:

نقطه کانونی ناحیه ای از هدف تنگستنی (آند) است که به وسیله الکترونهای کاتد بمباران می شود.

بیشتر انرژی الکترونها به گرما و کمتر از یک درصد آن به پرتو X تبدیل می شود.

سوال:

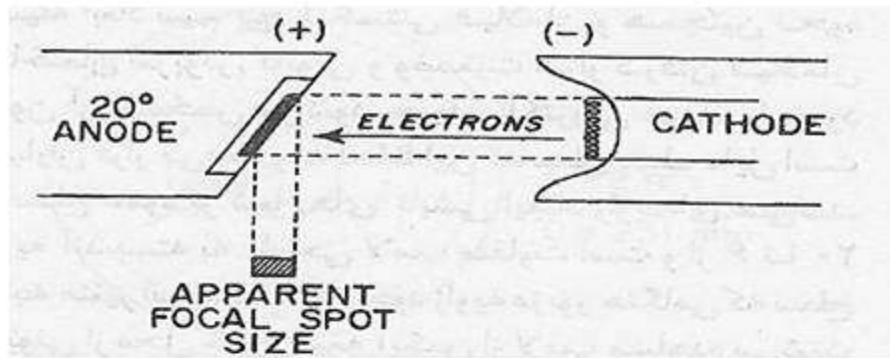
برای پیشگیری از آسیب رسیدن به هدف در اثر گرمای ایجاد شده چه اقدامی می توان انجام داد؟



پاسخ

- از آنجایی که گرما به صورت یکنواخت روی نقطه کانونی پخش می شود، یک نقطه کانونی بزرگ، امکان انباشت گرمای بیشتری را پیش از آسیب رسیدن به هدف تنگستنی فراهم می کند. دمای ذوب تنگستن ۳۳۷۰ درجه است ولی بهتر است که دما را زیر ۳۰۰۰ درجه نگهداریم.
- نیاز به نقطه کانونی بزرگ برای بار گرمایی بیشتر و نیاز به ناحیه کانونی کوچک برای بدست آوردن جزئیات پرتونگاری در سال ۱۹۱۸ با گسترش اصل کانون خطی برطرف شد.





اجزای لامپ اشعه X

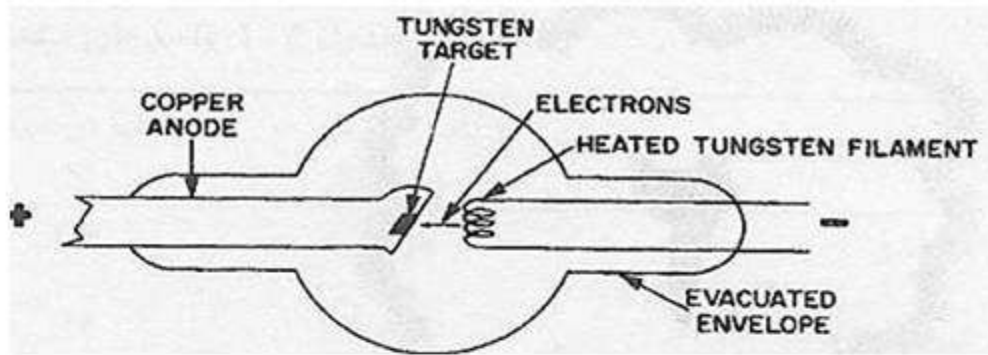
$$\sin(\theta) \times A$$

اصل کانون خطی:

اندازه و شکل نقطه کانونی به وسیله شکل و اندازه جریان الکترون، به هنگام برخورد به آند تعیین می شود. جریان الکترونها هدف را بمباران می کند؛ سطح زیر بمباران به گونه کج شده تا زاویه ای با صفحه عمود بر پرتوهای ورودی بسازد. زاویه آند بر پایه طراحی هر لامپ تغییر می کند و اندازه آن از ۶ درجه تا ۲۰ درجه تغییر می کند.

این زاویه کوچک امکان استفاده از منطقه گسترده تر هدف را برای بمباران الکترونها فراهم می کند و با این حال نقطه کانونی ظاهری کوچکی به دست می آورد.

برای انجام پرتونگاری پزشکی معمولی که فاصله میان فیلم و کانون ۱۰۰ سانتی متر است، زاویه آند معمولا کوچکتر از ۱۵ درجه نیست.



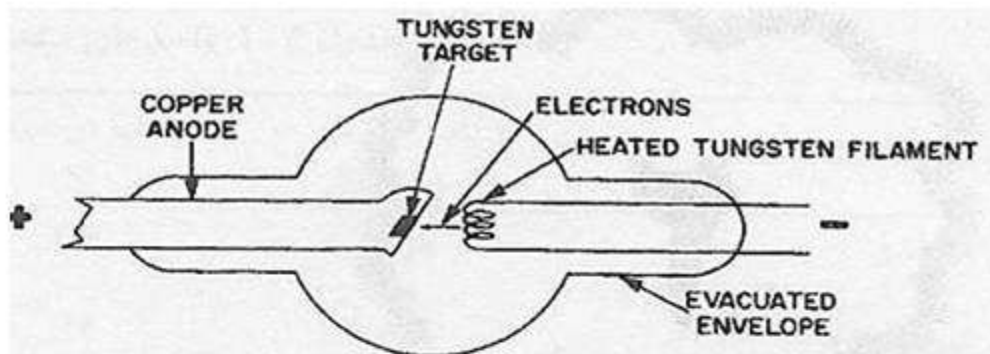
اجزای لامپ اشعه X

آند:

الکترودهای مثبت لامپ پرتو X هستند. این الکترودها دو گونه ایستا و چرخان دارند.

آند ایستا:

از یک صفحه تنگستنی کوچک به کلفتی ۲ تا ۳ میلیمتر ساخته شده است که تکه مسی بزرگی آن را در بر گرفته است. صفحه تنگستنی به شکل مربع یا مستطیل است که هر یال آن معمولاً بیشتر از ۱ سانتی متر است. زاویه آند معمولاً ۱۵ تا ۲۰ درجه است.



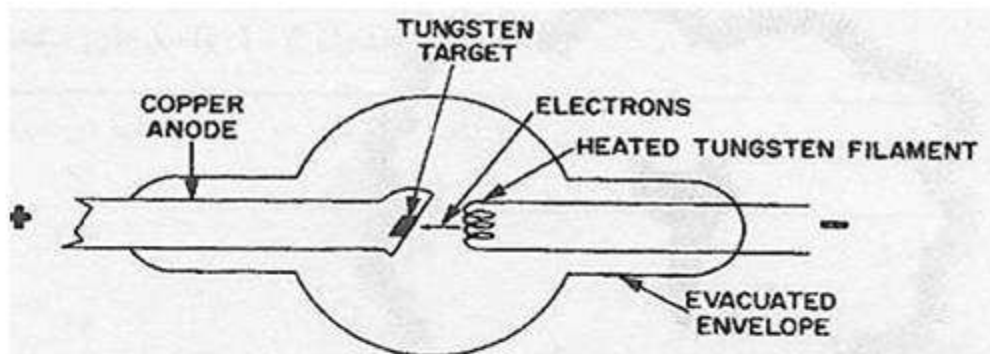
اجزای لامپ اشعه X

آند ایستا:

دلایل استفاده از تنگستن در آند:

1. عدد اتمی بالا (۷۴)
2. نقطه ذوب بالا (۳۳۷۰ درجه سلسیوس)
3. جذب گرما و گرمازدایی سریع

هدف بسیار کوچک تنگستنی باید به قطعه مسی بزرگتر آند بپیوندد تا پراکندگی گرمایی را آسان کند. تنگستن با داشتن ویژگی های گرمایی خوب، توان پایداری در برابر گرمای بازتابشهای پشت سرهم را ندارد. رسانایی مس بهتر از تنگستن است. بنابراین آند مسی پایداری گرمایی و سرعت روند خنک سازی را افزایش می دهد.



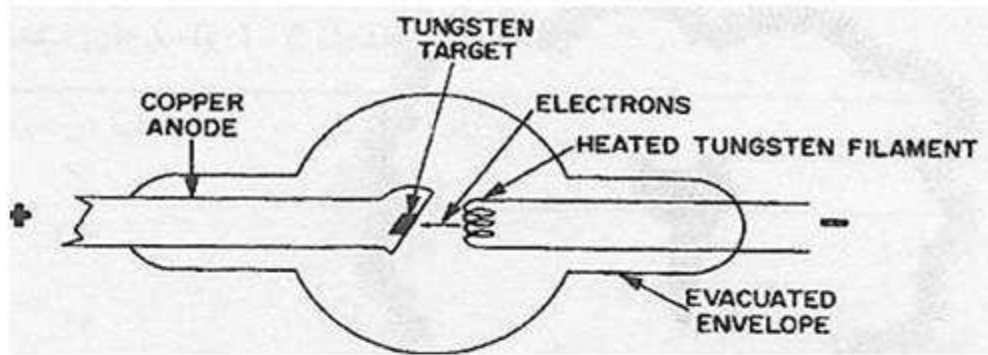
اجزای لامپ اشعه X

آند ایستا:

دلایل استفاده از تنگستن در آند:

1. عدد اتمی بالا (۷۴)
2. نقطه ذوب بالا (۳۳۷۰ درجه سلسیوس)
3. جذب گرما و گرمازدایی سریع

هدف بسیار کوچک تنگستنی باید به قطعه مسی بزرگتر آند بپیوندد تا پراکندگی گرمایی را آسان کند. تنگستن با داشتن ویژگی های گرمایی خوب، توان پایداری در برابر گرمای بازتابشهای پشت سرهم را ندارد. رسانایی مس بهتر از تنگستن است. بنابراین آند مسی پایداری گرمایی و سرعت روند خنک سازی را افزایش می دهد.



اجزای لامپ اشعه X

آندایستا:

➤ اندازه واقعی تنگستن هدف به گونه چشمگیری بزرگتر از ناحیه ای است که به وسیله جریان الکترونها بمباران می شود و این به دلیل نقطه گداز کم و بیش پایین مس است (۱۰۷۰ درجه سلسیوس). یک تابش پرتو X دمای ناحیه بمباران شده را تا اندازه ۱۰۰۰ درجه و یا بیشتر افزایش می دهد. اگر تنگستن هدف آنقدر بزرگ نباشد تا پیرامون لبه های نقطه کانونی را کمی خنک کند، گرمای تولید شده باعث ذوب شدن قطعه مسی چسبیده به هدف می شود.

➤ هر فلزی با گرما انبساط می یابد. پیوند میان هدف تنگستنی و آند مسی مشکلات تکنیکی ایجاد می کند. زیرا تنگستن و مس ضریب انبساط متفاوتی دارد. اگر پیوند این دو به درستی انجام نگرفته باشد تنگستن به جدا شدن از مس می گراید.

اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

- ✓ با پیشرفت دستگاههای ساخت پرتو X که می تواند توان بالایی را فراهم آورد، تنها عامل محدود کننده مدار پرتو X همان لامپ دستگاه است.
- ✓ توانایی لامپ پرتو X برای بدست آوردن خروجی بالایی از پرتو ، توسط گرمای تولید شده در آند محدود می شود. به همین دلیل از آند چرخان دلیل ایجاد توان پایدار در برابر گرمای تولید شده در تابشهای طولانی استفاده می شود.
- ✓ آند چرخان از یک صفحه بزرگ تنگستنی یا آلیاژ تنگستن ساخته می شوند که به هنگام پرتوافکنی بتوانند با سرعت ۳۶۰۰ دور در دقیقه (rpm) بچرخند. ولی در عمل سرعت چرخش آند چرخان به علت سازه های مکانیکی مانند نیروی مالش میان روتور و یاتاقان هیچگاه به ۳۶۰۰ دور در دقیقه نمی رسد. ولی همیشه بیشتر از ۳۰۰۰ دور در دقیقه است.

اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

✓ صفحه تنگستن یک تیغه اریب دارد. زاویه اریب می تواند از ۶ تا ۲۰ درجه تغییر کند.

سوال: این زاویه به چه دلیل در آند ایجاد می شود؟

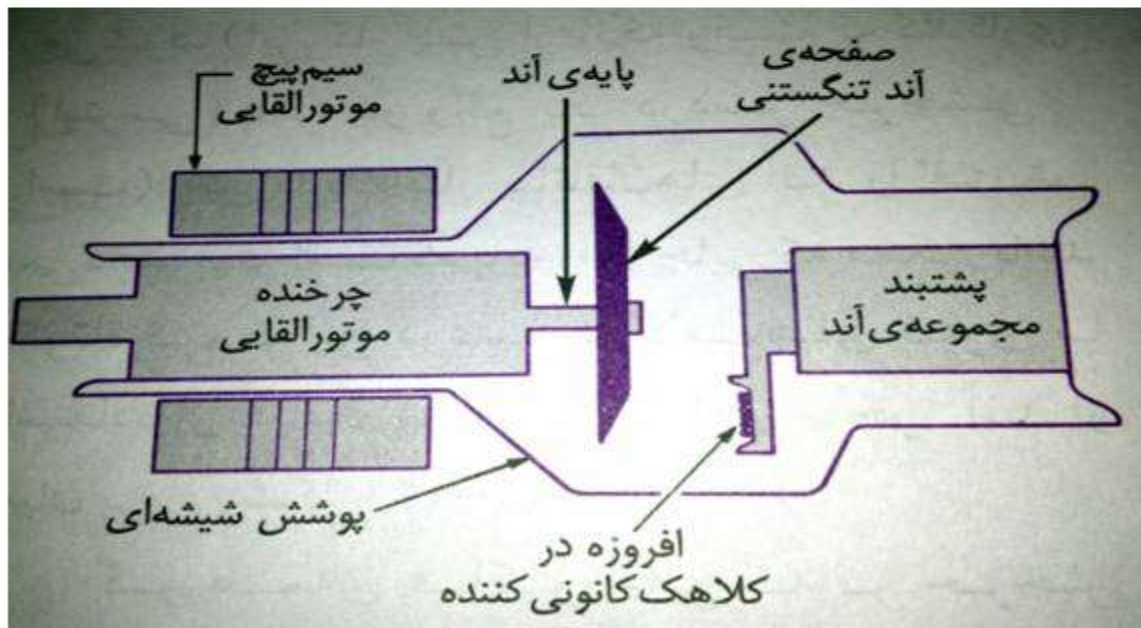
- ✓ هدف از بکارگیری آند چرخان، پراکنده کردن گرمای تولید شده در ناحیه گسترده ای از آند در زمان تابش است.
- ✓ در چرخشی با سرعت ۳۶۰۰ دور در دقیقه هر ناحیه دلخواه بر روی صفحه تنگستنی تنها هر $\frac{1}{60}$ ثانیه در برابر جریان الکترون قرار دارد.
- ✓ باقیمانده زمان گرمای ایجاد شده به هنگام تابش و یا فرود الکترونها پخش و پراکنده می شود.

اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

✓ یکسری مشکلات مکانیکی جهت چرخش آند وجود دارد زیرا آند در یک فضای درونی خالی از هوا قرار دارد.

✓ نیروی چرخاننده از یک میدان مغناطیسی ساخته شده از سیم پیچ های استاتور که از بیرون پوشش شیشه ای گرداگرد گردن لامپ پرتو رونتگن را فراگرفته سرچشمه می گیرد.

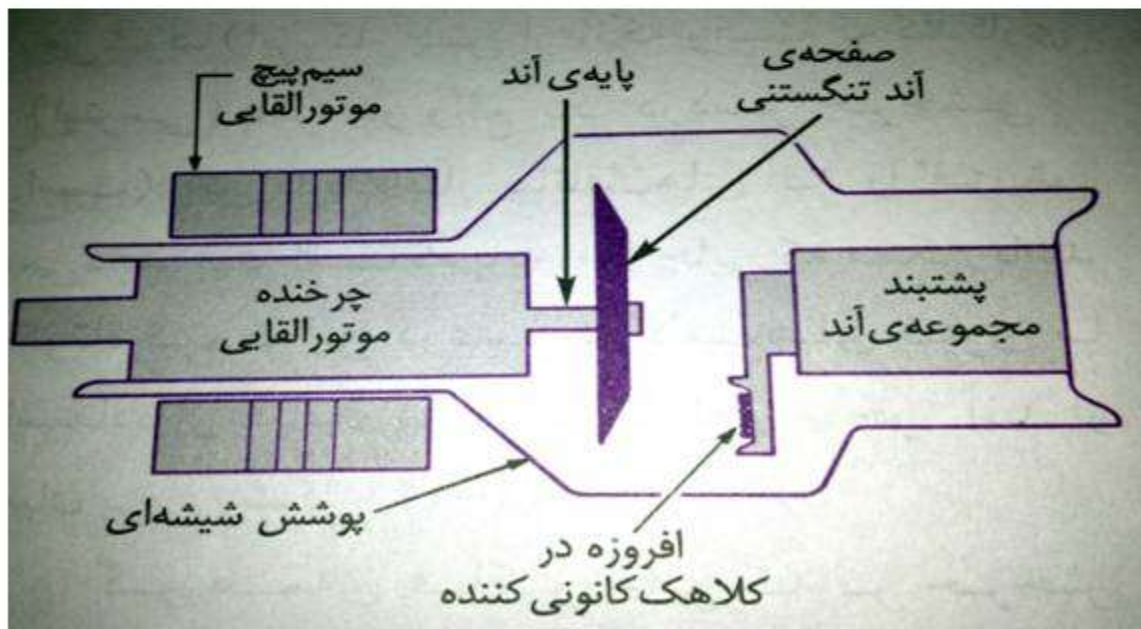


اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

نحوه کار چرخنده آند:

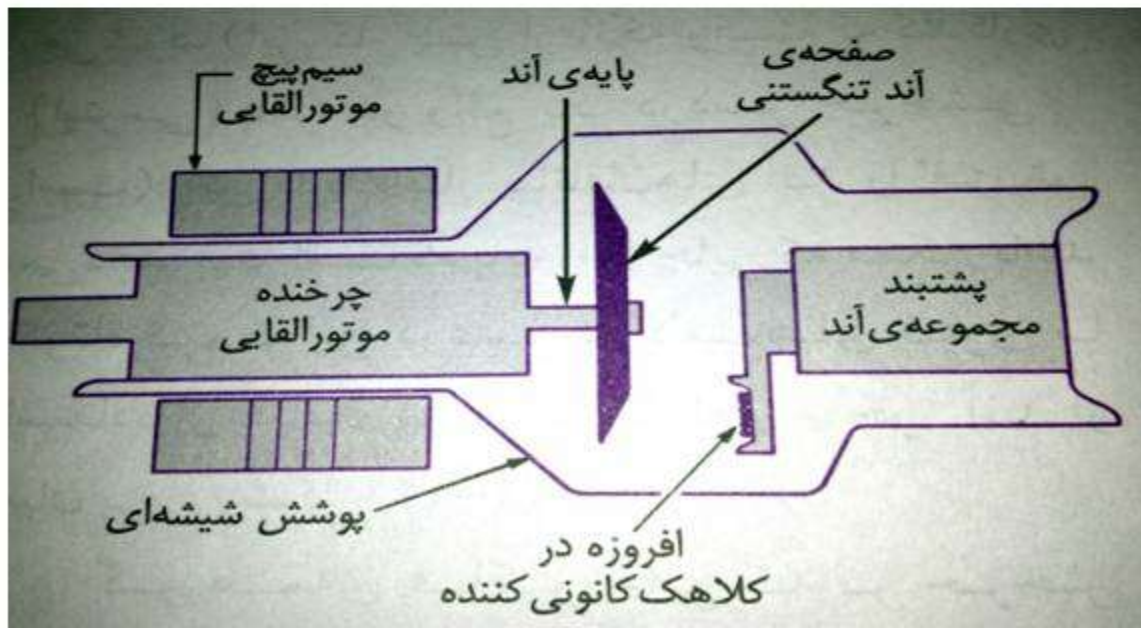
میدان مغناطیسی ایجادشده به وسیله سیم پیچها جریانی را در چرخنده مسی موتور القایی پدید می آورد و این جریان نیروی لازم جهت چرخش آند را فراهم می کند.



اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

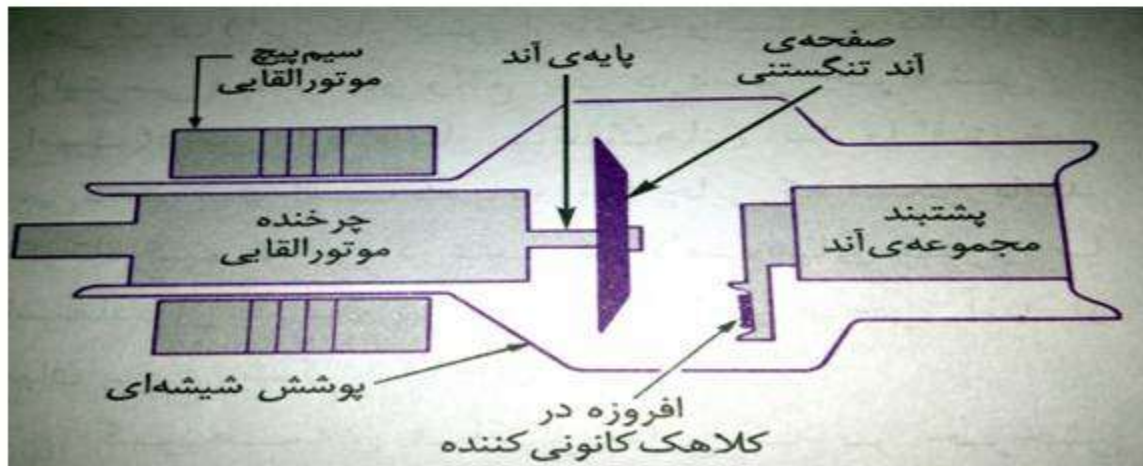
✓ سرعت معمول چرخش آند با جریانی که فرکانس یا بسامد آن ۶۰ هرتز است، میان ۳۰۰۰ تا ۳۶۰۰ دور در دقیقه متغیر می باشد. اگر سرعت چرخش افزایش یابد، توانایی آند برای تحمل گرما بیشتر می شود. زیرا در هر چرخش آند هر ناحیه از هدف برای مدت زمان کوتاهتری در برابر تابش دسته الکترونها قرار می گیرد.



اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

- ✓ برای غلبه بر مشکلات ناشی از افزایش سرعت ۳ بهسازی در لامپ صورت می گیرد:
1. پایه آند تا آنجا که ممکن است کوتاه شود تا اینرسی آند کاهش یابد
 2. مجموعه آند بر روی دو یاتاقان (ساچمه که تا اندازه ای حرکت نسبی دو قطعه را ممکن میکنند) که تا اندازه ممکن از هم دورند، بچرخند.
 3. تا اندازه ممکن از وزن آند کاسته شود تا اینرسی کمتری داشته باشد



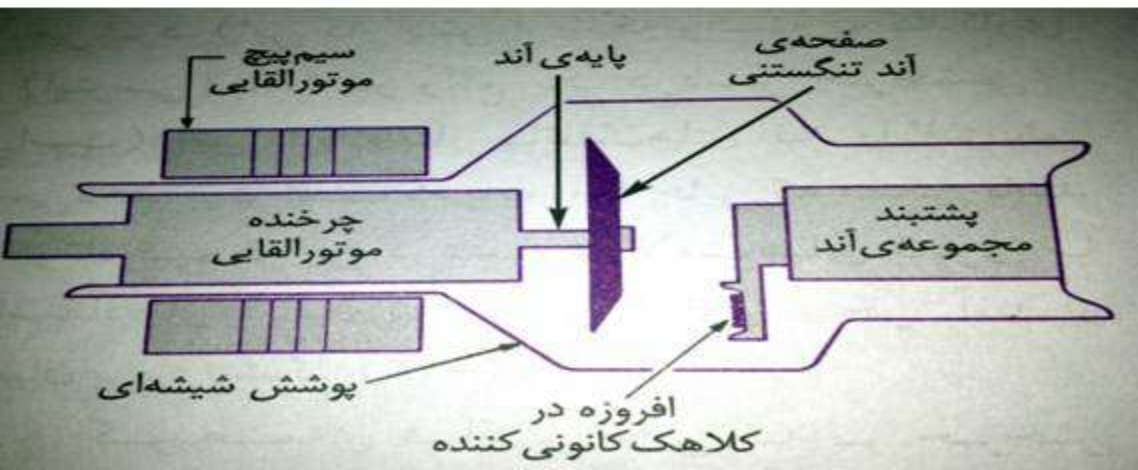
اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

✓ برای غلبه بر مشکلات ناشی از افزایش سرعت

صفحه آندی را از آلیاژی که بیشترین قسمتش از مولیبدن که بسیار سبکتر از تنگستن است ساخته میشود و یک لایه نسبتاً نازک از آلیاژ تنگستن-رینیوم که به صفحه آند متصل شده، هدف واقعی دسته پرتوهای الکترونی خواهد شد.

گاهی برای کاهش بیشتر اینرسی به جای مولیبدن از کربن با گرافیت بهره گیری می شود. رسانایی کربن به خوبی مولیبدن نیست.

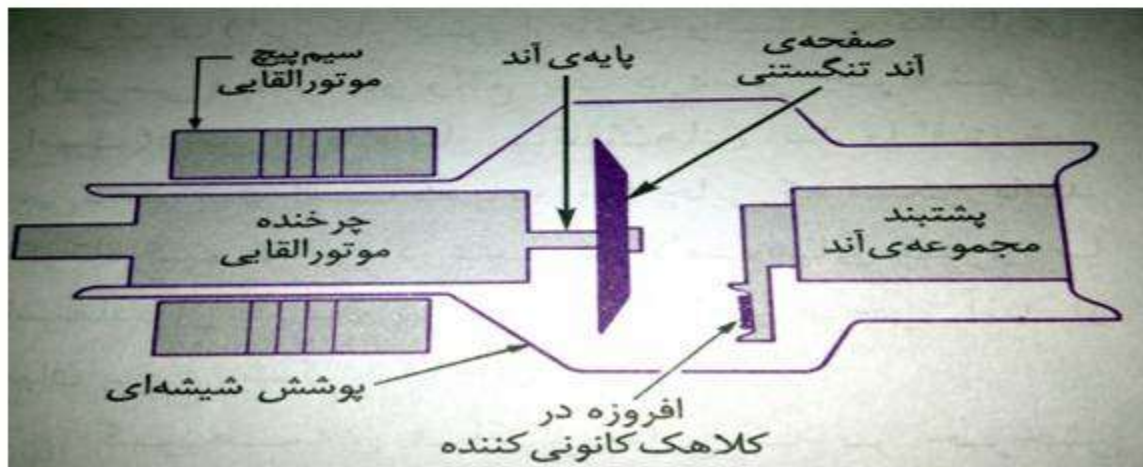


اجزای لامپ اشعه X

آند چرخان:

✓ برخی از صفحه های آندی با یک رشته شکاف یا شیار بر رویه ی آن ساخته می شوند، این کار به ماده ی سر راه خط کانونی اجازه می دهد بدون ایجاد تنش های مکانیکی که در دیسکهای جامد پدید می آید، منبسط شود.

✓ می توان پشت صفحه ی آندی را با ماده ای سیاه رنگ مانند کربن پوشاند، تا به پراکنش گرمایی از آند کمک نماید.



لامپ پرتو X با کنترل شبکه ای

□ لامپهای پرتو معمولی دارای دو الکتروود (کاتد و آند) هستند. کلیدهایی که برای آغاز و پایان تابش این لامپها بکار می روند باید تحمل دگرگونی های بزرگ ولتاژی را داشته باشند.

□ لامپ پرتو X با کنترل شبکه ای دارای الکتروود سومی است که جریان الکترونها را از رشته به هدف کنترل می کند. الکتروود سوم کلاhek کانونی کننده است که رشته را در بر می گیرد. در **لامپهای معمولی** کلاhek کانونی کننده با رشته پیوند الکتریکی دارد.

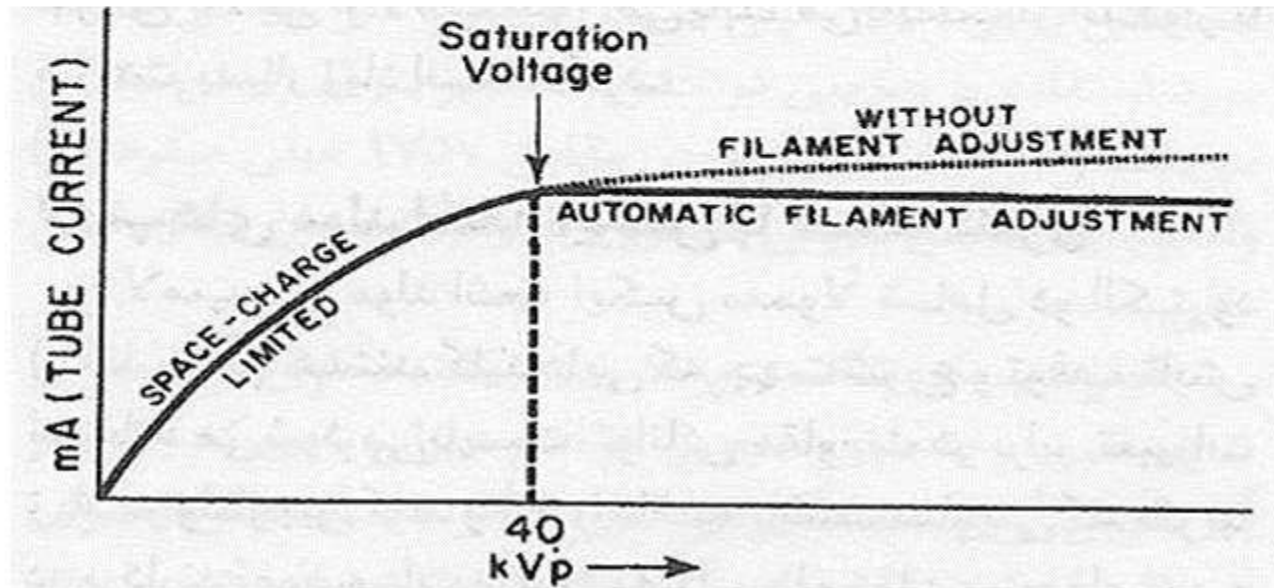
□ کلاhek کانونی کننده به همگرایی و یا کانونی شدن الکترونها روی هدف کمک می کند. از آنجایی که هر الکترون بار منفی دارد، الکترونها هنگام حرکت به سوی هدف یکدیگر را می رانند و برای جلوگیری از پراکندگی این کلاhek طراحی شده است.

لامپ پرتو X با کنترل شبکه ای

- در لامپهای با کنترل شبکه ای، کلاhek کانونی کننده می تواند از دیدگاه الکتریکی، نسبت به رشته منفی باشد. ولتاژ در سراسر شبکه- رشته، یک میدان الکتریکی در طول راه دسته پرتو الکترون ایجاد می کند تا الکترونها را به هم نزدیکتر کند.
- اگر ولتاژ به اندازه کافی بالا باشد، جریان لامپ ممکن است کاملا بایستد. یعنی حالتی که در آن هیچ الکترونی از رشته به سوی هدف نمی رود.
- ولتاژی که میان کلاhek کانونی و رشته بکار برده شده، ممکن است به صورت یک کلید جریان لامپ را روشن یا خاموش کند.

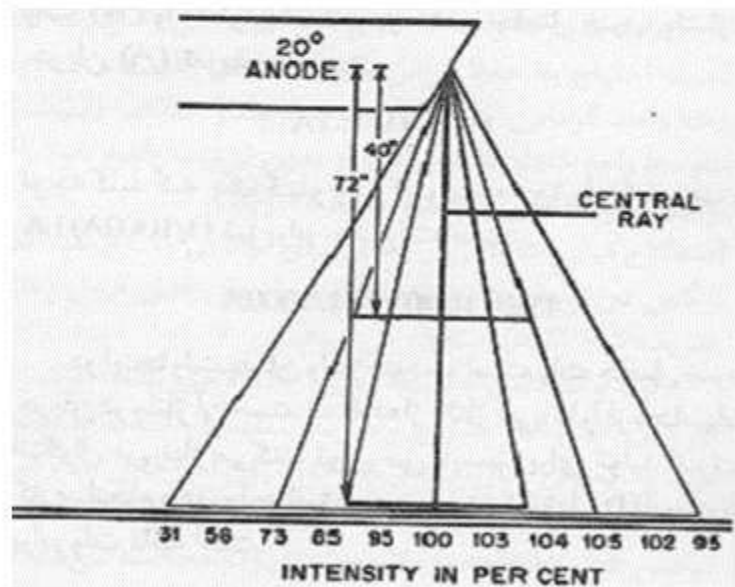
ولتاژ اشباع

- با توجه به شکل زیر تا حدود 40kV با افزایش جریان فیلامان، میزان جریان لامپ مولد زیاد می شود ولی از این مقدار به بالا این افزایش جریان خیلی کم خواهد شد. در این نمودار 40kV نشان دهنده ی نقطه ی اشباع این لامپ است
- لامپهای گوناگون ولتاژهای اشباع متفاوتی دارند.



اثر پاشنه

□ شدت دسته پرتو X که از لامپ بیرون می آید در همه قسمت‌های دسته پرتو یکسان نیست. این شدت به زاویه ای که در آن پرتوهای X از نقطه کانونی تابیده می شود بستگی دارد. این نایکسانی اثر پاشنه نامیده میشود.

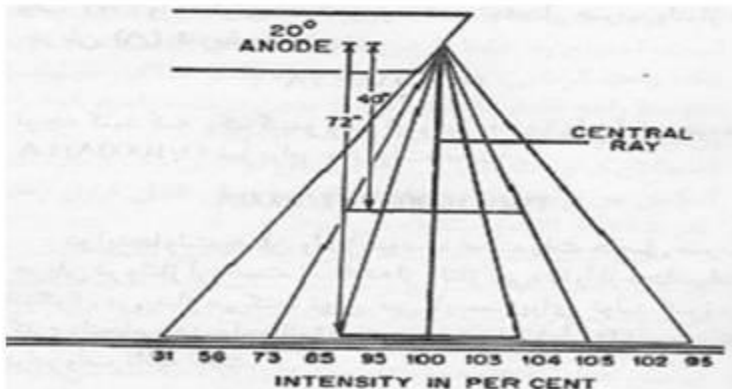


اثر پاشنه

- اثر پاشنه باعث می شود که شدت پرتو در طرف کاتد بیشتر از آند باشد. این کاهش در طرف آند به دلیل جذب برخی فوتونهای پرتو X به وسیله ی هدف است.
- شدت دسته پرتو همانگونه که به زاویه گسیل پرتو بستگی دارد، با توجه به ویژگیهای فیزیکی هر لامپ تغییر میکند.

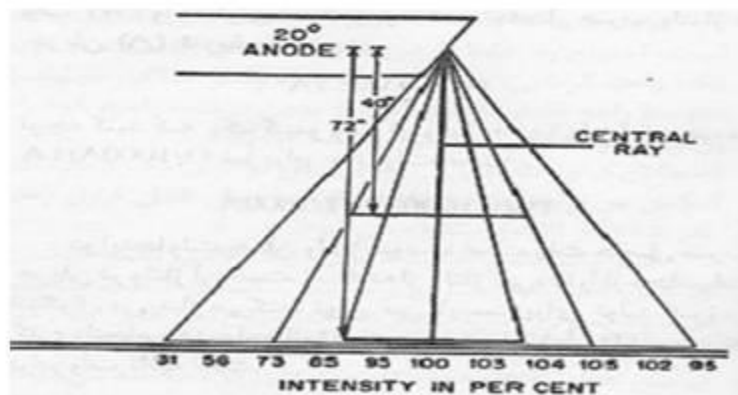
سوال

پدیده اثر پاشنه چه کاربردی در رادیولوژی تشخیصی می تواند داشته باشد؟



پاسخ

- در کاربردهای کلینیکی می توان از این خاصیت در بدست آوردن چگالی یکنواخت در پرتونگاری های بخش های مختلف بدن با ضخامت های متفاوت استفاده کرد. بدین ترتیب بخش های ضخیم تر بدن باید در سوی کاتد قرار گیرد.
- هنگامی که فاصله فیلم - کانون بیشتر است، اثر پاشنه کم اهمیت می باشد.
- برای فاصله های یکسان فیلم هدف، اثر پاشنه برای فیلم های کوچکتر کمتر است. این مساله به دلیل همگن تر بودن شدت شعاع های مرکزی نسبت به پرتوهای پیرامونی است



سپر پایشی لامپ

- ✓ اگرچه ما بیشتر، پرتوهای X را به شکل دسته پرتو می‌انگاریم ولی آنها با شدت کم و بیش برابر، از هدف به هر سو پخش می‌شوند. پوشش لامپ دارای لایه ای از سرب است تا پرتوهای X اولیه و ثانویه را جذب کند. وگرنه این پرتوها در پیرامون لامپ شدت بالایی از تابش پدید می‌آورند که به تابش‌های ناخواسته به بیمار و کارکنان و مه‌آلودگی بیش از اندازه ی فیلم منجر می‌شود.
- ✓ بر اساس گزارش شوری حفاظت در برابر پرتوها **هنگامی که لامپ در بالاترین جریان برآورد شده پیوسته برای بالاترین توان برآورد شده ی خود کار می‌کند اندازه ی نشت پرتو در فاصله ی یک متری چشمه ی پرتو نباید بیش از ۱۰۰ میلی رونتگن در ساعت باشد.**
- ✓ کارکرد دیگر پوشش لامپ فراهم کردن سپری در برابر ولتاژهای بالای پرتو X می‌باشد.

جدول درجه بندی لامپ

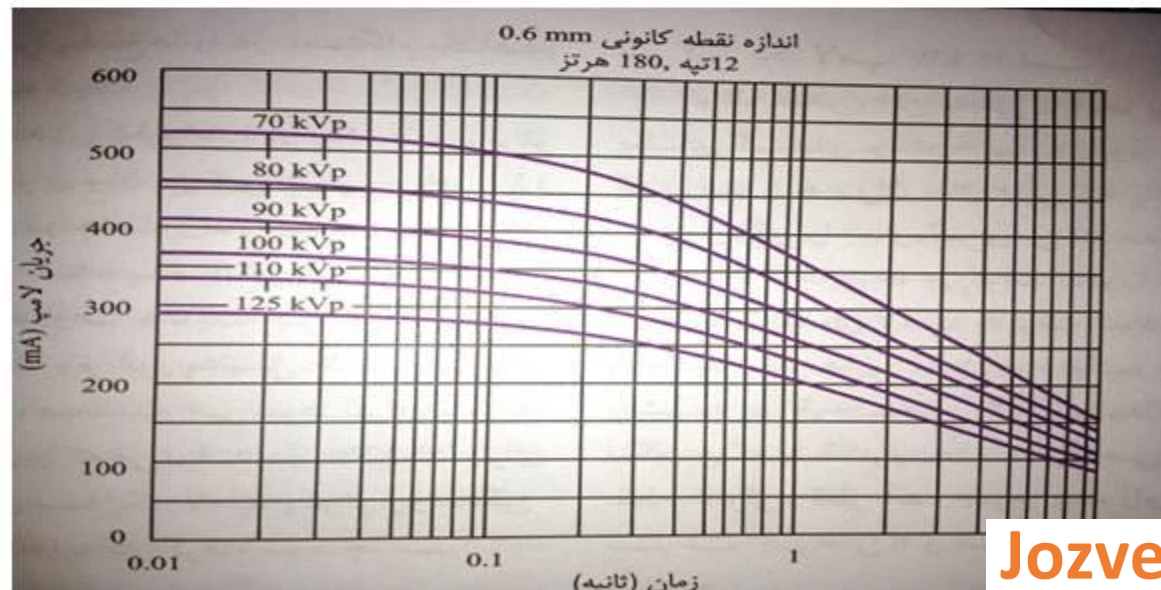
- از کل باری که میتوان بر روی یک لامپ پرتو X بکاربرد بر حسب کیلو ولت، میلی آمپر و زمان تابش بحث می شود.
- محدودیت باری که می توان بدون خطر در یک لامپ پرتو X پذیرفت تابعی از انرژی گرمایی تولید شده در طول تابش است. بیشترین دمایی که تنگستن می تواند بدون خطر تا آن اندازه گرم شود ۳۰۰۰ درجه سلسیوس در نظر گرفته می شود.
- کل گرمای تولید شده حاصلضرب ولتاژ و جریان و زمان تابش است.

جدول درجه بندی لامپ

- با در نظر گرفتن رده بندی لامپ با ۳ ویژگی روبرو می شویم:
 1. توانایی لامپ در تحمل یک تابش تک
 2. توانایی لامپ برای کار کردن با وجود تابشهای پشت سرهم و سریع (مانند پرتونگاری قلب)
 3. توانایی لامپ در تحمل تابشهای فراوان در چندین ساعت کار سنگین

جدول درجه بندی لامپ

- محدوده ایمنی که در آن یک لامپ پرتو X می تواند برای یک تک تابش کار کند، به آسانی از روی نمودار رده بندی لامپ تعیین می شود.
- برای مثال اگر معلو شود که نیاز به یک تابش ۰/۱ ثانیه ای با جریان ۵۰۰ میلی آمپر است، محدوده ایم نزدیک ۷۰ کیلوولت تعیین می شود.



جدول درجه بندی آنژیوگرافی

- روشهای آنژیوگرافی که به چندین تابش در زمان کوتاه نیاز دارد گرمای فراوانی تولید می کند. برای لامپهایی که در این موارد استفاده می گردد باید جدول رده بندی مناسب آن در دسترس قرار گیرد.

جدول ۱-۲. جدول درجه بندی آنژیوگرافی 69 Dynamex

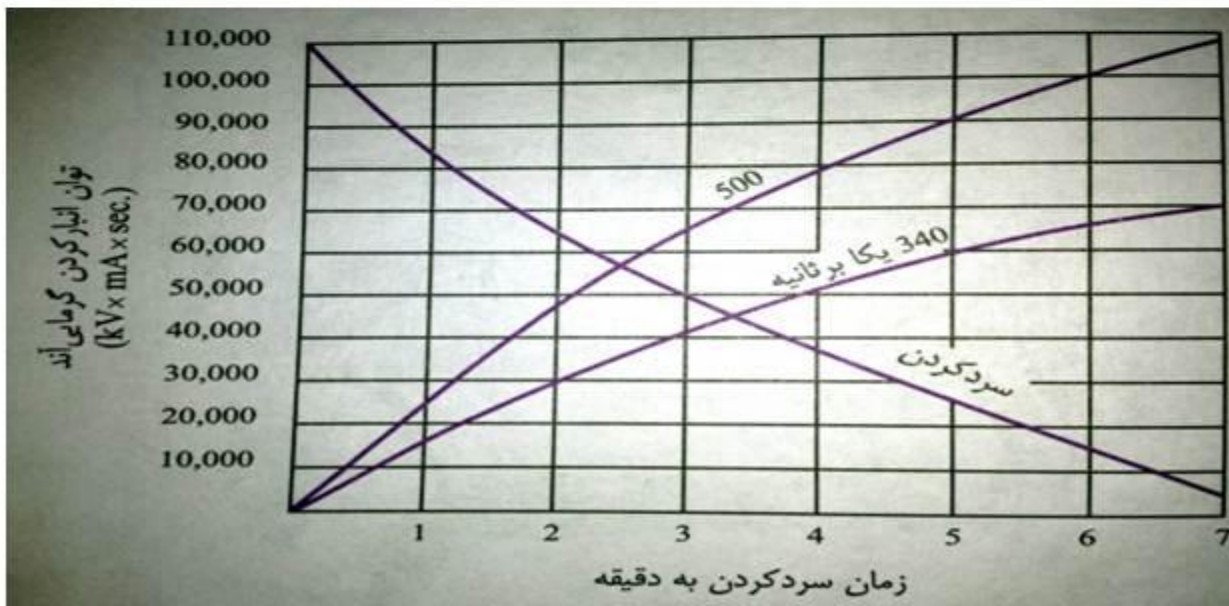
بار بیشینه (ماکزیمم) بر حسب $kvp \times mA \times Sec$ در هر پرتودهی

شمار کلی پرتودهی	2	5	10	20	30	40	50	60
پرتودهی در ثانیه								
1	45,000	27,000	17,500	10,800	7,400	5,500	4,400	3,700
2	30,000	20,000	13,600	8,800	6,600	5,400	4,400	3,700
3	24,000	16,500	11,600	7,600	5,800	4,700	4,100	3,600
4	19,500	14,000	10,000	6,800	5,200	4,300	3,700	3,300
5	17,000	12,200	9,000	6,200	4,800	4,000	3,400	3,000
6	14,800	11,000	8,200	5,700	4,500	3,700	3,200	2,900
8	11,800	9,200	7,000	5,000	4,000	3,400	2,950	2,650
10	10,000	7,800	6,200	4,500	3,600	3,100	2,750	2,400
12	8,600	7,000	5,500	4,000	3,300	2,900	2,550	2,250

اندازه لکه کانونی 1.20 میلی متری و فرکانس استاتور 180 Hz

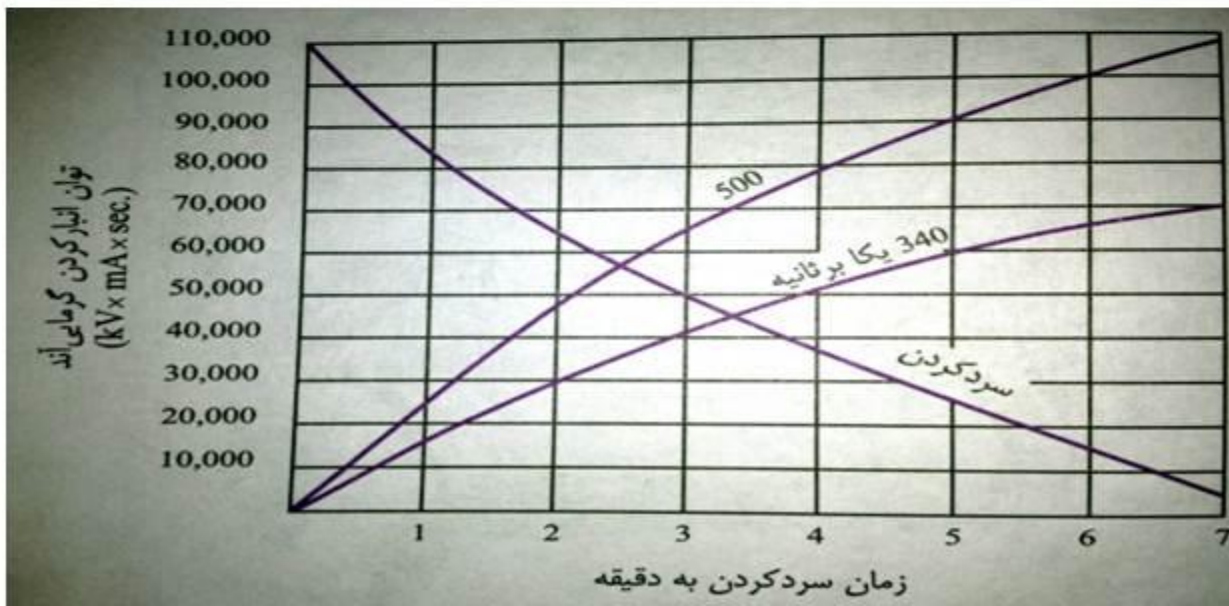
نمودار توان انبار کردن گرمایی آند

- توانایی پایداری یک لامپ پرتو رونتگن در برابر بار گرمایی برای چندین ساعت به ویژگیهای ذخیره ای گرمایی آند بستگی دارد.
- به همین جهت بررسی توان انبار کردن گرمایی آند از اهمیت زیادی برخوردار است.
- هنگامی که آند گرمای فراوانی در خود انباشته کرده باشد، خنک شدن آن بسیار سریعتر انجام می شود. زیرا کاهش گرما توسط تابش گرمایی با توان چهارم دما نسبت مستقیم دارد.



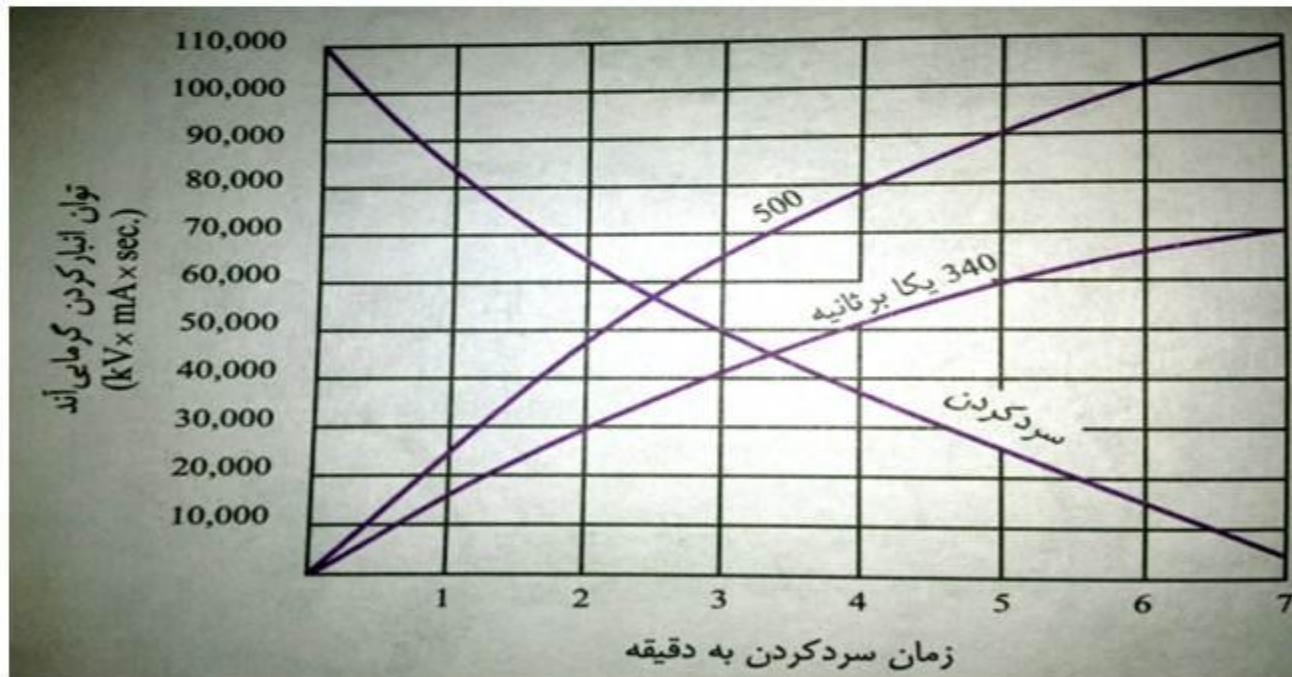
نمودار توان انبار کردن گرمایی آند

- اگر یک رویداد پیوسته گرمای ۵۰۰ ژول در ثانیه تولید کند، بیشینه انرژی را نزدیک به ۷ دقیقه در آند انباشت میکند.
- در فلوروسکوپی سرعت گرم شدن آند در هنگام یک چرخه پایدار تابش دارای اهمیت است. مثلا اگر لامپ در هنگام این کار با نیروی ۱۰۰ کیلوولت و جریان ۵ میلی آمپر کار کند، فلوروسکوپی پیوسته ای که با یک لامپ سرد آغاز شده می تواند تا ۷ دقیقه ادامه یابد.



نمودار توان انبار کردن گرمایی آند

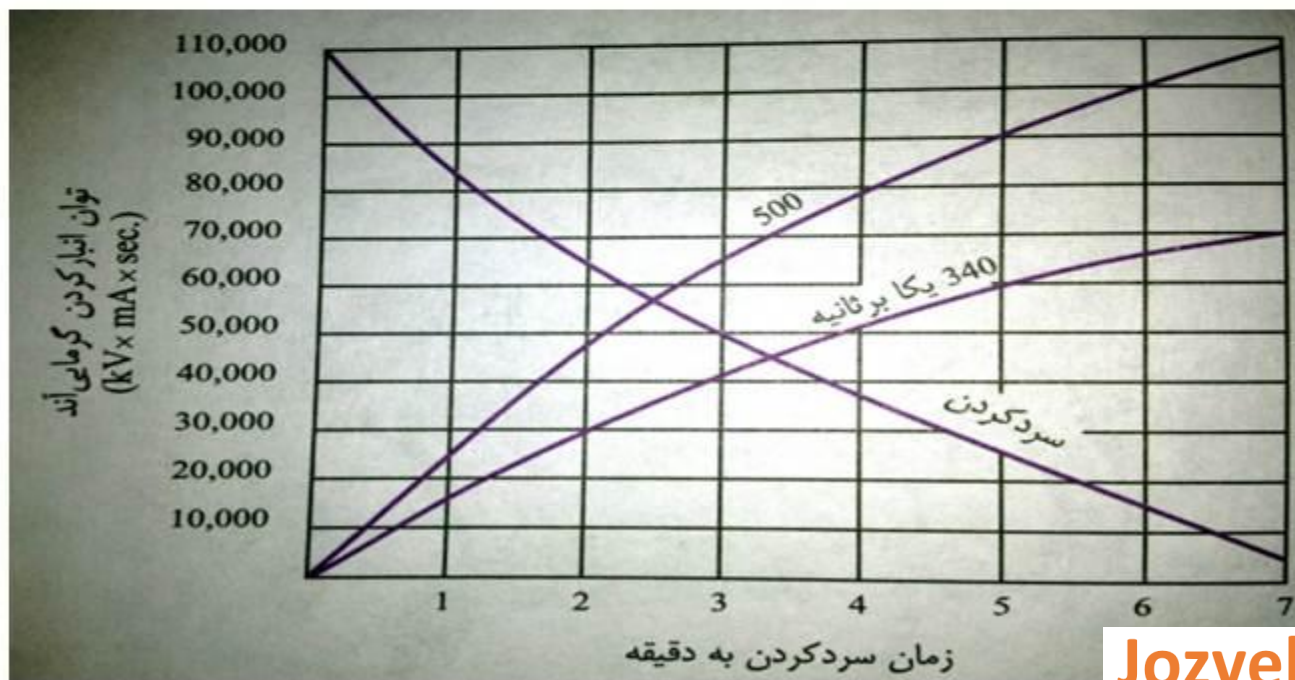
- یکی از مهمترین کاربردهای جدول ذخیره گرمایی آند، تعیین مدت زمانی است که لامپ برای خنک شدن نیاز دارد تا برای انجام تابشهای دیگر آماده شود.



سوال

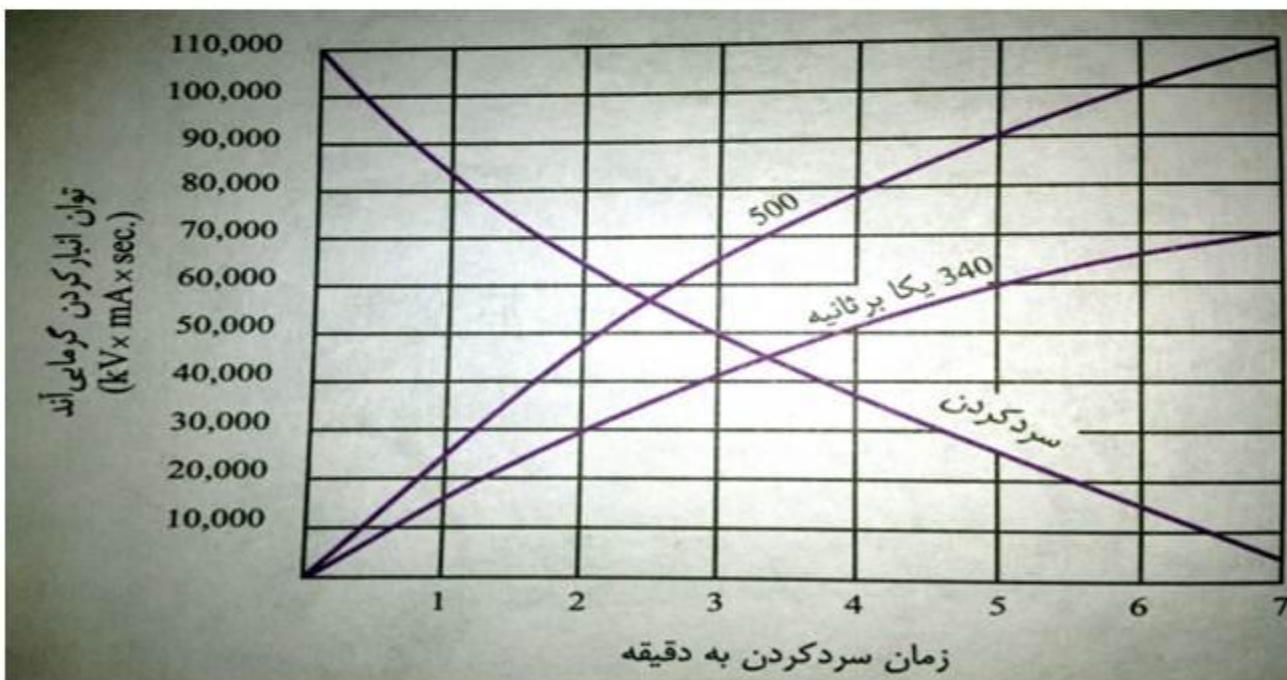


- فرض کنید که یک پرتونگاری قلب در هر پرتودهی ۵۰۰۰ ژول گرما تولید کند، اگر به یک فیلمبرداری سریع ۲۰ تابشی نیاز باشد باتوجه به نمودار برای سرد شدن و رسیدن به ۱۰۰۰ ژول به چه مدت زمانی نیاز است؟



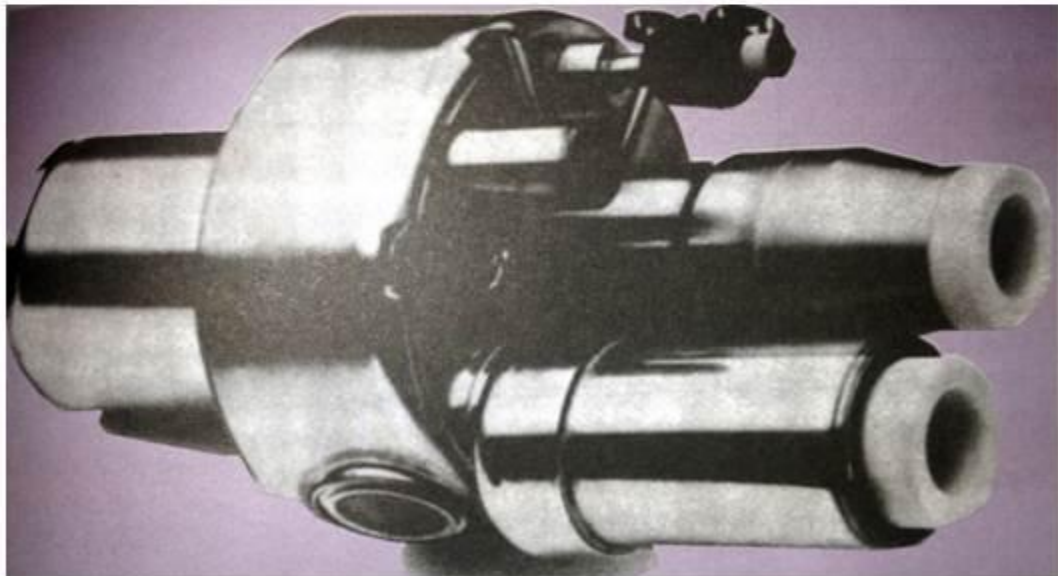
پاسخ

- در هر پرتودهی 5000J گرما تولید می شود در ۲۰ پرتودهی
 $20 * 5000 = 100000$ ژول گرما تولید می شود. از روی نمودار برای رسیدن از
۱۰۰۰۰۰ به ۱۰۰۰۰۰ ژول حدودا ۶ دقیقه زمان لازم است.



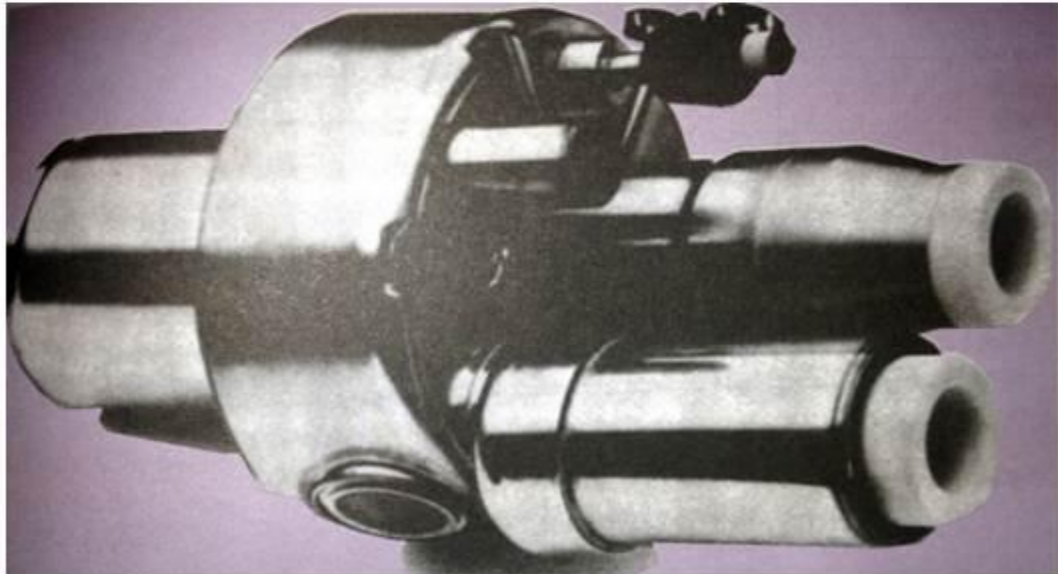
لامپ پرتو X فلزی-سفالی

- ❑ شرکت فیلیپس نوعی از لامپ با کارایی بالا ساخته است که نام بازرگانی آن لامپ سفالی سوپر رولاتیکس می باشد. این لامپ به جای پوشش شیشه ای معمولی، دارای پوشش فلزی و سه نارسانای سفالی می باشد.
- ❑ دو نارسانا برای دو کابل ولتاژ بالا (مثبت و منفی) روکش فراهم می کند و سومی از پایه آند نگهداری می نماید.



لامپ پرتو X فلزی-سفالی

- آند روی محوری می چرخد که در هر سر آن یک یاتاقان قرار دارد تا پایداری بیشتری برای آن فراهم کند و نیز تنش روی محور را کاهش دهد. این کار اجازه استفاده از آند بزرگتر با وزن بیشتر تا ۲۰۰۰ گرم را می دهد. در لامپهای معمولی وزن آند نمی توانست از ۷۰۰ گرم بیشتر باشد.

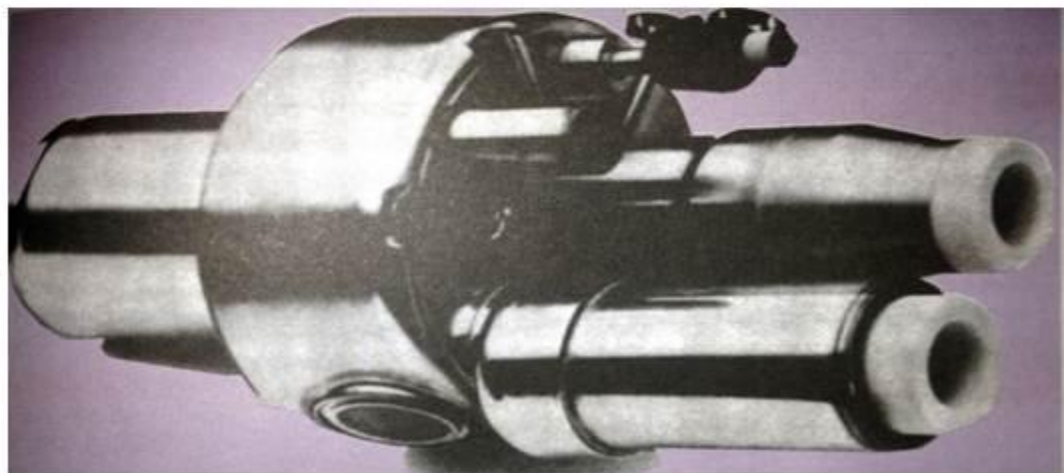


لامپ پرتو X فلزی-سفالی

• بکاربردن فلز به جای پوشش شیشه ای چندین فایده دارد:

1. تابش خارج کانونی کمتر
2. طول عمر بیشتر لامپ با بکارگیری جریانهای بالاتر در آن
3. بارگیری بیشتر لامپ

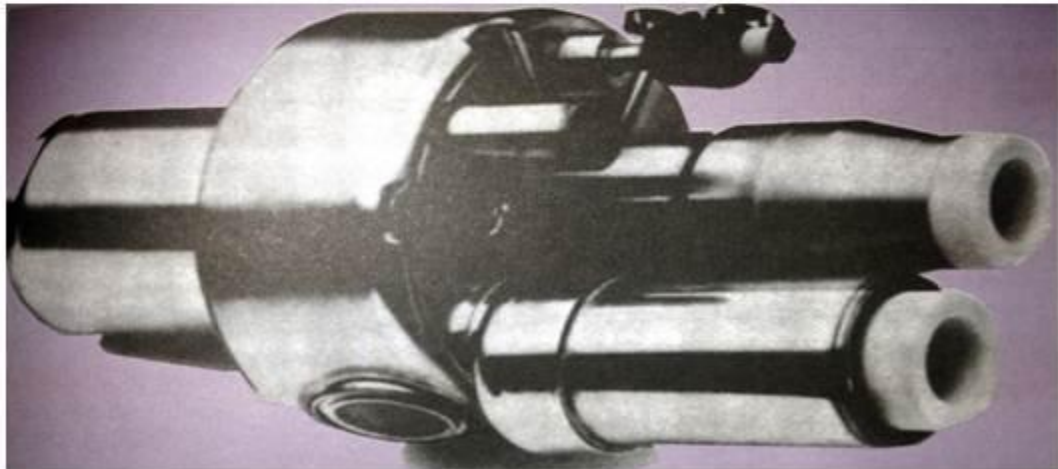
پوشش فلزی سیم پیوند زمین دارد. این پیوند زمینی به همراه بکارگیری نارسانای سفالی ، باوجود اندازه کوچک لامپ ایمنی بیشتری فراهم می آورد.



لامپ پرتو X فلزی-سفالی

1. تابش خارج کانونی کمتر

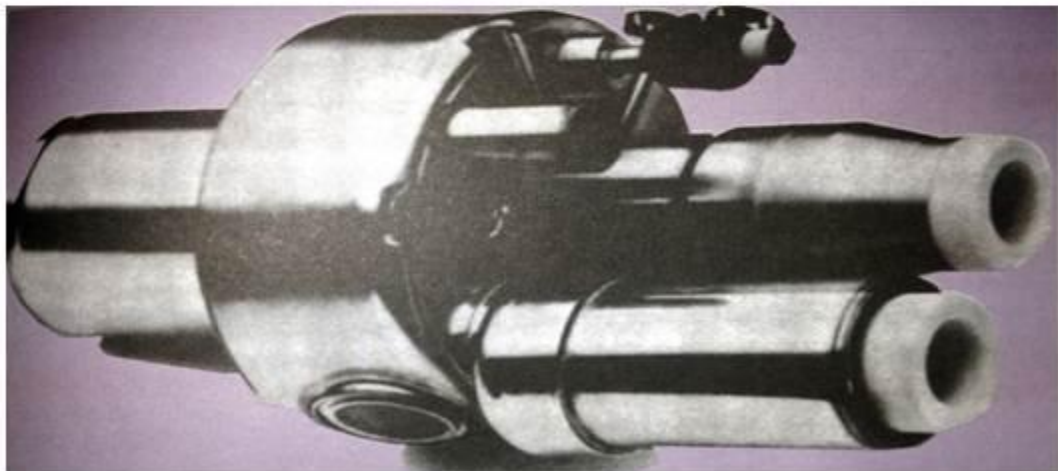
پوشش فلزی چون به زمین وصل است پتانسیل صفر دارد. این پوشش در برابر الکترونیایی که بار منفی دارد دارای بار کم و بیش مثبت است. این پوشش با جذب الکترونیهای خارج کانونی به سوی دیواره فلزی تابش خارج کانونی را کاهش می دهد.



لامپ پرتو X فلزی-سفالی

۲. عمر بیشتر لامپ

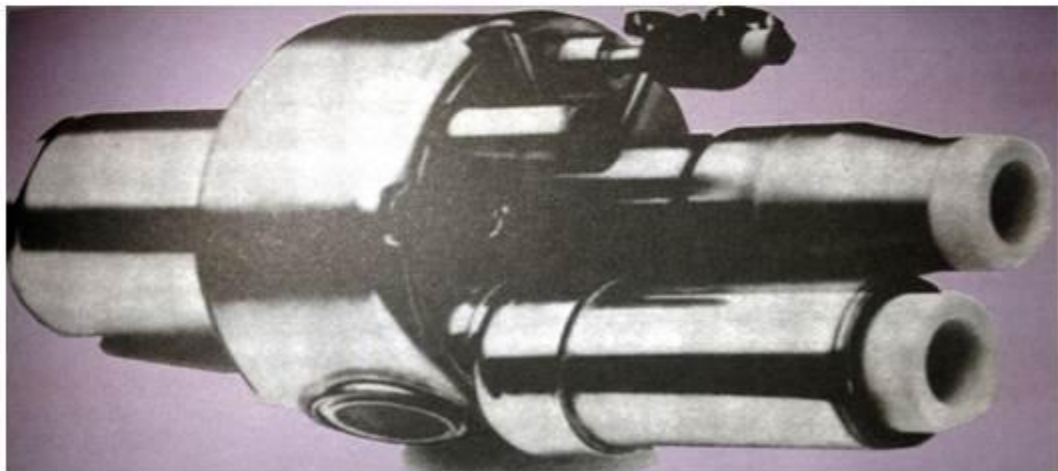
در لامپهای معمولی به مرور زمان تنگستن بر روی دیواره شیشه ای رسوب می کند. این تنگستن ته نشین شده سرانجام به اندازه ای می رسد که می تواند کار یک الکتروود را انجام دهد و میان شیشه و رشته جرقه ایجاد کند. این تنگستن هنگامی که جریانهای بالا در لامپ بکار می رود بسیار نگران کننده است. لامپ فلزی پوشش خود را دارد که به زمین وصل است و نشست تنگستن تغییری در آن ایجاد نمی کند. از این رو طول عمر مفید لامپ فلزی مخصوصا در جریانهای بالا در پرتونگاری قلب از لامپ شیشه ای بیشتر است.



لامپ پرتو X فلزی-سفالی

۳. لامپ با بارگیری بالا

آند فلزی بزرگتر لامپ فلزی بکاربردن جریانهای بالاتر را به علت توان گرماپذیری بیشتر، امکان پذیر می سازد. و توان انجام تابشهای پشت سر هم را نیز افزایش می دهد. در این لامپها به علت انتقال بهتر گرما از پوشش فلزی به روغن در برابر پوشش شیشه ای ، روند خنک کنندگی بهتر خواهد بود.

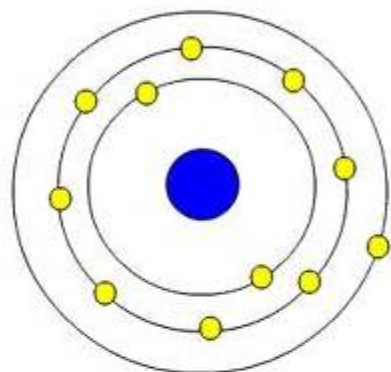


سوال

ساختار اتمی و اجزای تشکیل دهنده آن را توضیح دهید؟



برهم کنش میان الکترون ها و آند



ساختار اتمی

✓ پروتون

✓ الکترون

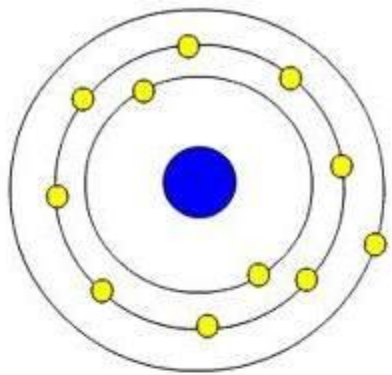
✓ نوترون

جرم نوترون و پروتون کم و بیش برابر است و ۱۸۳۶ برابر بزرگتر از الکترون

عدد اتمی (Z): تعداد پروتون در هسته

عدد جرمی (A): جمع تعداد پروتون و نوترون

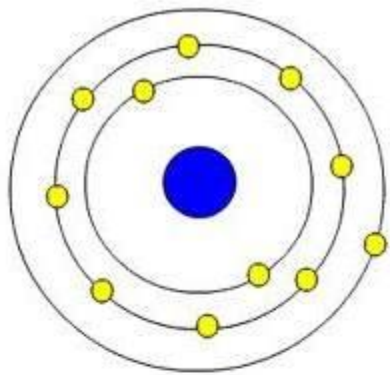
مدارهای الکترونی : با حروف K(۲ الکترون)، L(۸ الکترون)، M(۱۸ الکترون) و ...



برهم کنش میان الکترون ها و آند

ساختار اتمی

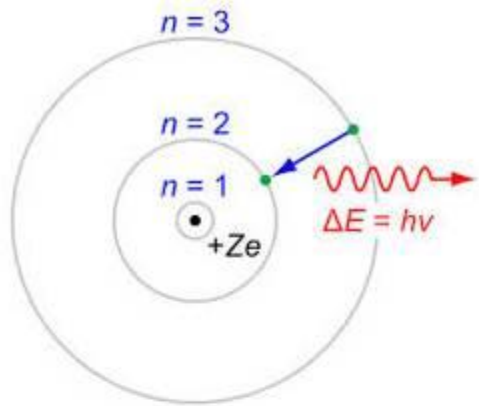
- ✓ نیروی همبستگی (نیروی کششی میان بار مثبت هسته و بار منفی الکترون) الکترون ها را در اتم نگه میدارد.
- ✓ این نیرو با توان دوم فاصله الکترون از هسته نسبت وارون دارد
- ✓ راستای نیروی همبستگی الکترون به سوی هسته است و اگر الکترون در یک مسیر خمیده حرکت نمی کرد به سوی هسته می رفت.
- ✓ انرژی همبستگی: میزانی از انرژی که برای جدا کردن الکترون از اتم.



برهم کنش میان الکترون ها و آند

ساختار اتمی

- ✓ برای آزادسازی یک الکترون از لایه K تنگستن به ۷۰ کیلوالکترون ولت انرژی نیاز است. در حالیکه این انرژی برای لایه L ۱۱ کیلوالکترون ولت است.
- ✓ انرژی همبستگی لایه های الکترون از عنصری به عنصر دیگر فرق می کند. برای نمونه انرژی همبستگی لایه K مس برابر ۹ کیلوالکترون ولت است.
- ✓ هریک از این مدارها دارای یک سطح انرژی هستند.
- ✓ هرچه لایه ها بیرونی تر می شوند سطح انرژی آنها بیشتر می شود.



برهم کنش میان الکترون ها و آند

ساختار اتمی

- ✓ الکترون می تواند از یک لایه به لایه دیگر جهش کند به شرط آنکه لایه ای که به آن جهش می کند پر نشده باشد.
- ✓ الکترون می تواند هم به لایه های بالاتر و هم به لایه های پایین تر جهش کند.
- ✓ جهش الکترون به لایه های پایین تر انرژی، به آزاد شدن انرژی می انجامد.
- ✓ اندازه انرژی آزاد شده برابر تفاوت انرژی همبستگی میان دو لایه است.
- ✓ انرژی رها شده ممکن است شکل یک فوتون به خود بگیرد.
- ✓ اگر اندازه این انرژی به حد مناسبی برسد فوتون پرتو رونتگن (X) نامیده می شود.

فرآیند تولید اشعه X

✓ وقتی الکترونهاى پرسرعت تابیده از رشته فیلامان لامپ با آند تنگستنی برخورد می کنند بر اثر تبدیل انرژی اشعه X تولید می شود.

✓ انرژی جنبشی (E) یک الکترون در هنگام عبور در طول یک ولتاژ V به صورت زیر افزایش می یابد:

$$E = eV \quad \checkmark$$

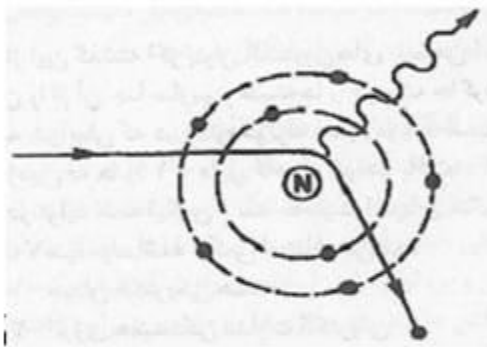
✓ e بار الکتریکی الکترون است. $e = 1.6 \times 10^{-19}$

✓ پس افزایش ولتاژ از این سو به آن سوی لامپ انرژی جنبشی الکترون را افزایش می دهد.

✓ الکترونهاى پرسرعت که به هدف برخورد می کنند انرژی یکسانی ندارند.

فرآیند تولید اشعه X

□ هنگامی که الکترون پرسرعت با برخورد به هدف انرژی از دست می دهد پرتو X با دو روش تولید می شود.

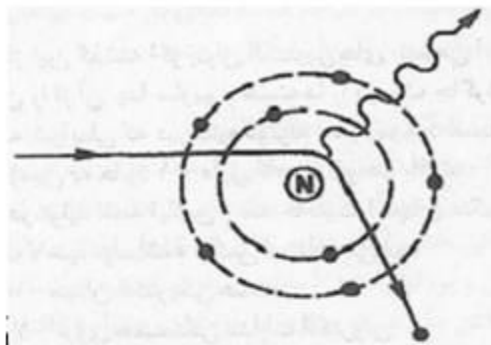


1. پرتو برمس اشترالونگ (پرتو عمومی)

2. پرتو ویژه (پرتو اختصاصی)

پرتو عمومی (پرتو ترمزی)

هنگامی که یک الکترون از نزدیکی هسته اتم تنگستن می گذرد بار مثبت هسته بر بار منفی الکترون اثر می گذارد. الکترون به سوی هسته کشیده می شود و در نتیجه از راستای اصلی کج می شود. الکترون هنگامی که مسیرش تغییر می کند ممکن است انرژی از دست بدهد سرعتش کم شود. انرژی جنبشی از دست رفته الکترون بی درنگ به صورت یک فوتون پرتو تابیده می شود. این پرتو، پرتو عمومی (پرتو ترمزی) نام دارد.



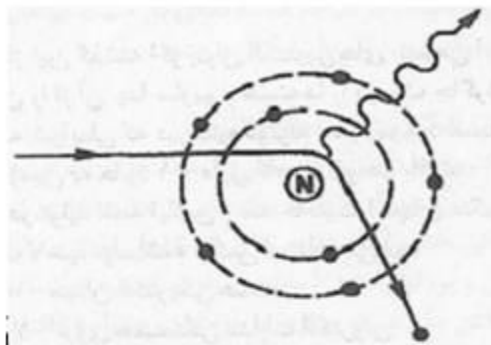
فرآیند تولید اشعه X

پرتو عمومی (پرتو ترمزی)

بیشتر الکترون هایی که به هدف برخورد می کنند انرژی خود را در برهم کنش با شماری از اتم ها از دست می دهند. الکترون در هر بار ترمز شدن تنها بخشی از انرژی اش را به گونه پرتو از دست می دهد.

الکترون ها پیش از اینکه همه انرژی خود را از دست بدهند به درون لایه های اتمی زیادی نفوذ می کنند. بنابراین همیشه پرتو X در سطح هدف تولید نمی شود، گاهی الکترون رودر رو به هسته برخورد می کند. در این حالت همه انرژی به صورت تک فوتون پدیدار می شود

معمولا یک الکترون پیش از ایستادن واکنش های فراوانی انجام می دهد و انرژی که در هر واکنش از دست می دهد اندک است، همچنین الکترونهای یک دسته پرتو که به هدف برخورد می کند دارای گستره زیادی از انرژی است. این دو عامل سبب توزیع گسترده انرژی پرتوهایی می شود که در پدیده ترمز شدن ایجاد می شوند.



فرآیند تولید اشعه X

پرتو عمومی (پرتو ترمزی)

بیشتر پرتوها انرژی ناچیزی دارد و به صورت گرما پدیدار می شود. زیرا بیش از ۹۹ درصد همه واکنش ها گرما ایجاد می کند. و بنابراین پرتو X اندکی تولید می شود.

انرژی پرتو آن اندازه از انرژی است که الکترون از دست می دهد.

انرژی یک فوتون پرتو با طول موج نسبت وارون دارد. حداقل طول موج اشعه X (بر حسب آنگستروم) تولید شده با رابطه زیر محاسبه می شود:

$$\lambda_{min} = \frac{12.4}{KVp}$$

سوال

در صورت بکارگیری یک لامپ پرتو X که بیشینه پتانسیل آن 100 کیلو ولت است، حداقل طول موج فوتون پرتو X را محاسبه کنید؟



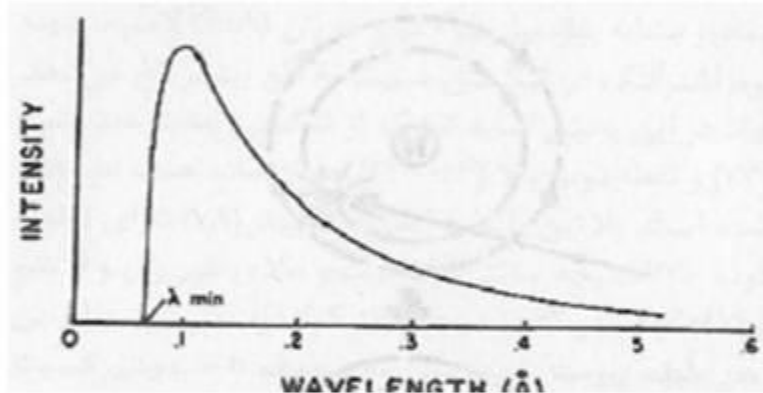
پاسخ

$$\square \lambda_{min} = \frac{12.4}{100} = 0.124 \text{ آنگستروم}$$

\square به یاد داشته باشید که $124/0$ آنگستروم کوچکترین طول موج (بیشترین انرژی) است که لامپی با بیشینه پتانسیل 100 کیلوولت می تواند بسازد. اما این پدیده رویدادی بسیار کم یاب است. بیشتر پرتوهای X تولید شده طول موجی بیشتر و انرژی کوچکتری دارند. در واقع طول موج بیش از 99 درصد پرتوها بلند است. از این رو تنها گرما تولید می شود.

پرتو عمومی (پرتو ترمزی)

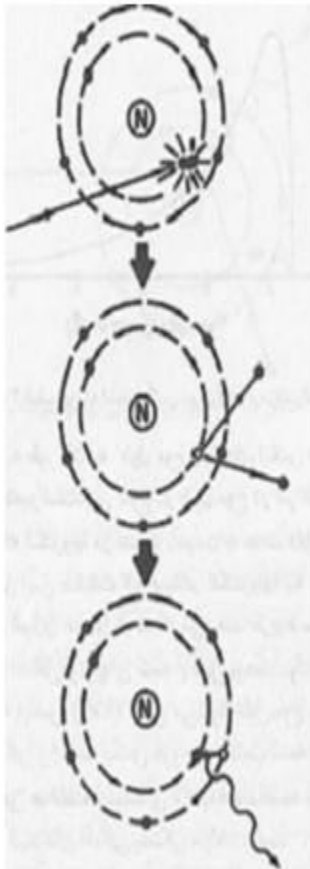
□ نمودار زیر طیف پیوسته پرتوهای X ساخته شده به وسیله برمس اشترالونگ را نشان می دهد.



□ طول موج پرتوهای X در طیف پیوسته هم اندازه نیست . این گوناگونی طول موج پی آمد انرژی های متفاوت الکترونیایی است که به هدف برخورد می کنند و نیز این واقعیت که بیشتر الکترون ها در گامهای گوناگون انرژی خود را از دست می دهند.

□ انرژی فوتون پرتو رونتگن آزاد شده که از کاهش شتاب الکترون ها در میدان الکتریکی هسته تولید می شود به فاصله گذر الکترون از کنار هسته، انرژی الکترون نیز با هسته ستگ دارد.

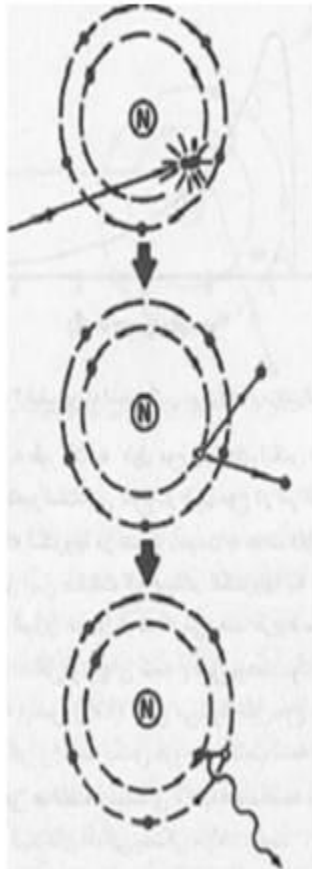
پرتو ویژه



□ هنگامی که الکترونها هدف را بمباران میکنند و الکترونهای مدارهای درونی اتم هدف را بیرون می رانند، پرتو رونتگن (اشعه X) ویژه ساخته می شود.

□ بیرون کردن الکترون از اتم تنگستن به افزایش بار مثبت اتم می انجامد و در نتیجه اتم یک یون مثبت می شود. اتم یونیزه تنگستن با داشتن یک جای خالی در لایه درونی ناپایدار است و این جای خالی به سرعت با الکترونی از لایه بالاتر جایگزین می شود. این جابجایی با پراکنش پرتویی همراه است که دارای طول موجی در گستره ی اشعه X است.

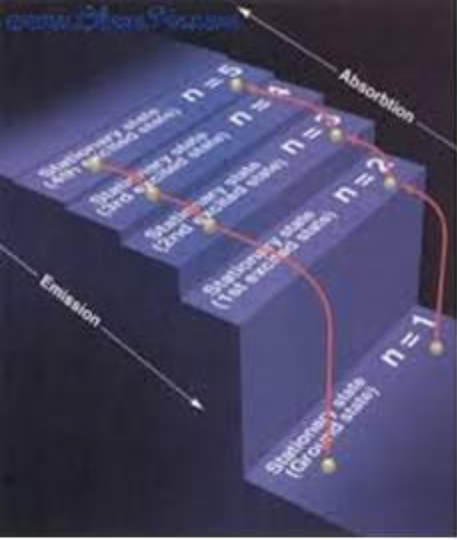
پرتو ویژه



□ انرژی همبستگی الکترون در لایه K اتم تنگستن نزدیک ۷۰ کیلو الکترون ولت است. پس انرژی الکترون کاتد باید بیش از ۷۰ کیلو الکترون ولت باشد تا بتواند الکترون لایه K را از مدارش بیرون براند. وقتی الکترون کاتد ۷۰ کیلو الکترون ولت از انرژی را برای کندن الکترون لایه K از دست داد بقیه انرژی بین الکترون کاتد و الکترون کنده شده تقسیم می شود و هر دو الکترون از اتم بیرون می روند.

□ الکترون لایه K بیشتر با الکترونی از لایه L جایگزین می شود. با این حال ممکن است با الکترونی از لایه های بالاتر هم جایگزین شود.

□ الکترون لایه L انرژی بیشتری نسبت به الکترون لایه K دارد و در این جابجایی باید انرژی اضافی را از دست بدهد و پرتو ویژه ایجاد



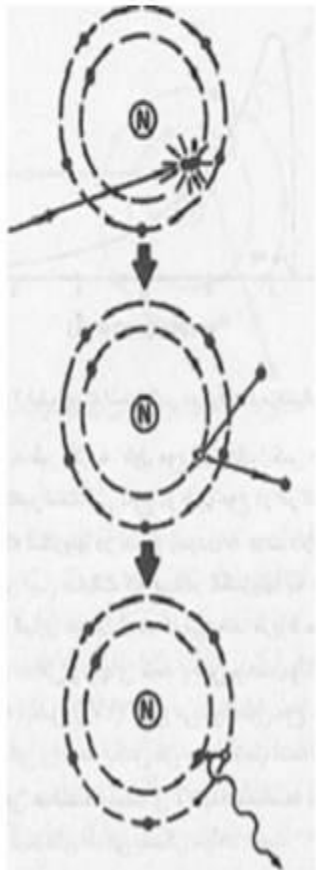
پرتو ویژه

□ انرژی فوتون پرتو X یک ویژگی لایه K در یک اتم تنگستن است بدین معنی که بدون توجه به انرژی الکترونی که الکترون لایه k را بیرون رانده است، انرژی فوتون پرتو X همواره یکسان است.

□ جای خالی پدید آمده در لایه K ممکن است توسط الکترونی در لایه L پر شود. جای خالی ایجاد شده در لایه L ممکن است به وسیله الکترون لایه M پر شود و یک فوتون پرتو X دیگر ساخته شود.

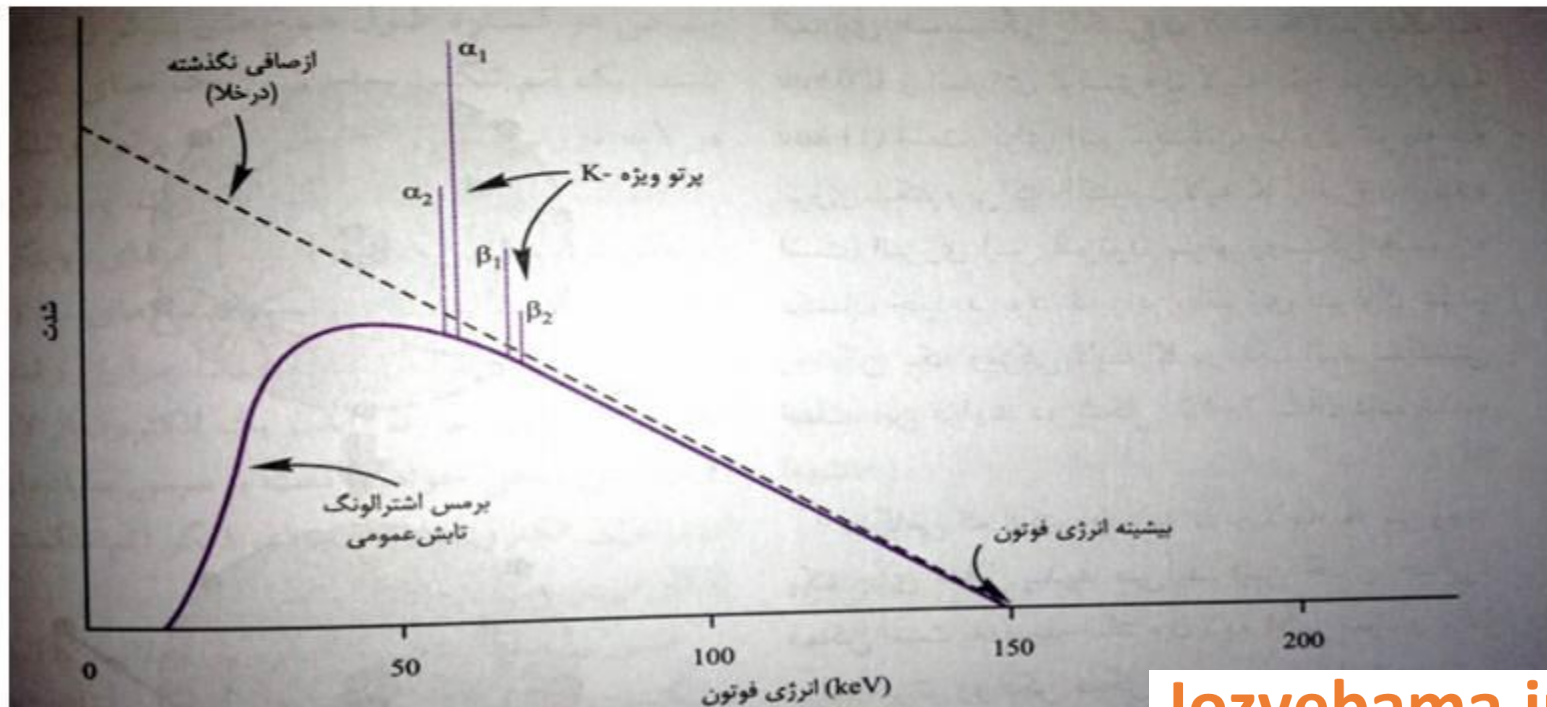
□ انرژی پرتو ویژه L بسیار کوچکتر از انرژی پرتو ویژه K است.

□ پرتوهای ویژه همچنین می توانند از جایگزینی هایی که با الکترونهای لایه های بیرونی اتم تنگستن سروکار دارد ساخته شوند. انرژی این پرتوها بسیار اندک است و بیشتر به صورت گرما یا پرتو X است که توسط دیواره لامپ جذب می شود.



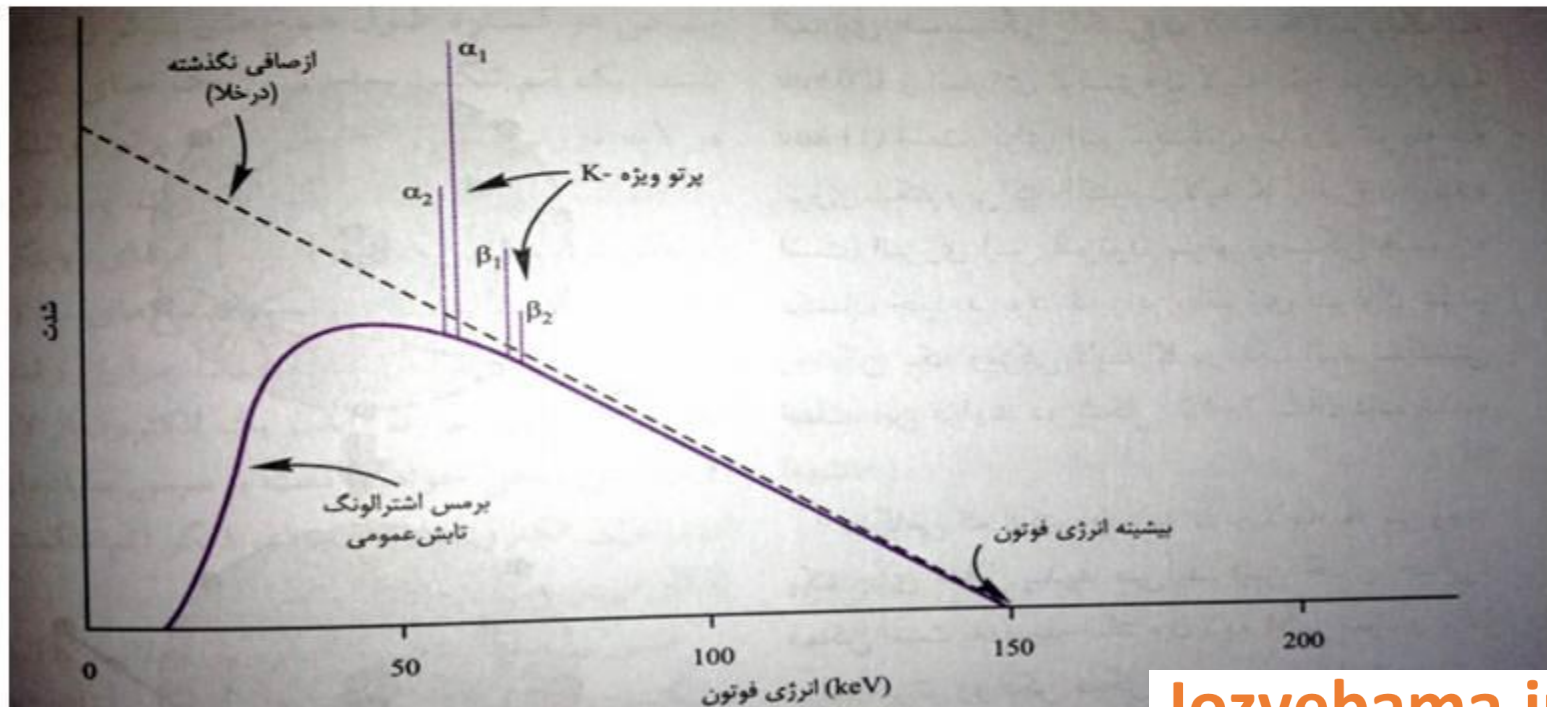
پرتو ویژه

□ نمودار زیر انرژی پرتوهای X ویژه لایه K تنگستن را در طیف پیوسته نشان می دهد. پرتو α_1 با انرژی ۵۹.۳ و α_2 با انرژی ۵۷.۹ نتیجه گذر الکترون از لایه L به لایه K است. دو پرتو دیگر نتیجه گذر از لایه های M و N به لایه K هستند. خط نقطه چین نشان دهنده ی پرتوهای X کم انرژی هستند.



پرتو ویژه

□ با کمتر از 70Kvp هیچ پرتو ویژه ای در لایه K وجود ندارد در انرژی های بالاتر از ۱۵۰ کیلو ولت سهم پرتوهای ویژه کاسته می شود.



شدت دسته پرتوهای رونتگن

- شدت دسته پرتوهای X با ضرب کردن شمار فوتونهای دسته پرتوها در انرژی هر فوتون بدست می آید. شدت بر حسب رونتگن بر دقیقه یا کولن بر کیلوگرم اندازه گیری می شود.

سوال

- شدت دسته پرتوهای X با چه عوامل تغییر می کند؟



پاسخ

- شدت دسته پرتوهای X با عوامل زیر تغییر می کند.
 1. کیلوولتاژ جریان لامپ اشعه X
 2. ماده هدف
 3. فیلتر گذاری



ماده هدف

- ماده ای که در هدف بکار رفته است تعیین می کند که چه اندازه پرتو ساخته خواهد شد.
- هرچه عدد اتمی های هدف بالاتر باشد کارایی تولید پرتوهای رونتگن بیشتر می شود.
- مثلا سنجش دو لامپ پرتو X که هدف یکی از تنگستن با عدد اتمی ۷۴ و هدف دیگری از قلع با عدد اتمی ۵۰ ساخته شده است، نشان می دهد که با بیشینه کیلو ولت و جریان یکسان، لامپ تنگستنی پرتو X عمومی بیشتری نسبت به لامپ قلعی می سازد.
- تنگستن با داشتن عدد اتمی بالا و نقطه گداز بالا (۳۳۷۰) برای ساخت هدف بکار می رود ولی فلزهایی مانند پلاتین و طلا با وجود داشتن عدد اتمی بالاتر (۷۸ و ۷۹) به علت نقطه گداز پایین (۱۷۷۰ و ۱۰۶۳) برای این کار مناسب نیستند.

ماده هدف

- در آندهای تنگستنی تمام اشعه X شامل پرتوهای عمومی است و مقدار ناچیزی توسط تشعشع اختصاصی است که وابسته به ولتاژ است.
- ساخت پرتو عمومی با آندهایی با عدد اتمی پایین چندان کارایی ندارد. هنگامی که ولتاژ لامپ کاهش پیدا می کند، کارایی نیز کمتر می شود.
- لامپهای دارای آند مولیبدنی برای پرتونگاری در ماموگرافی استفاده می شود. ولتاژ بیشینه برای ماموگرافی نزدیک ۴۰ کیلو ولت است و پرتو ویژه مولیبدن ۱۷.۵ کیلو الکترون ولت است و در این ولتاژ بخش اعظم خروجی پرتو ویژه خواهد بود.

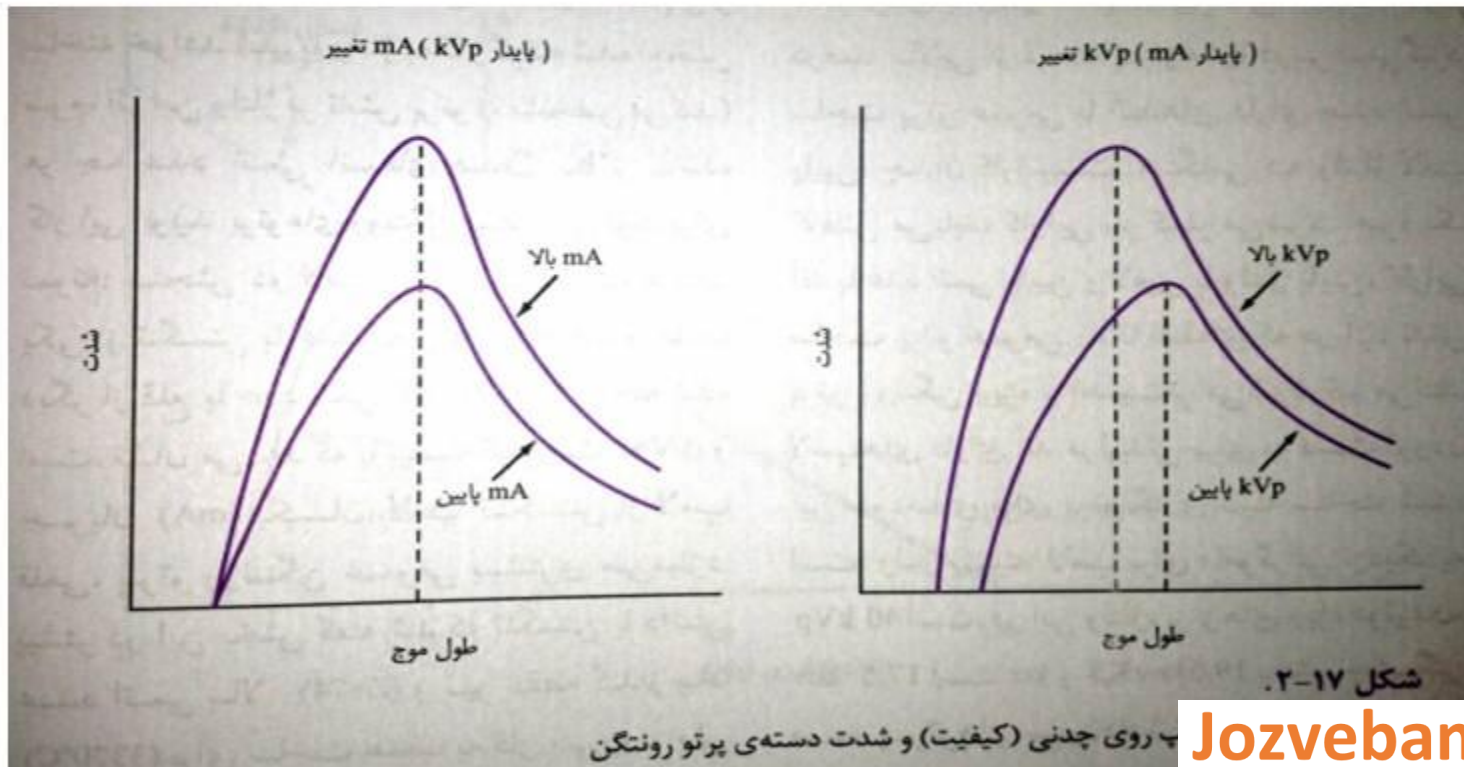
عدد اتمی ماده هدف تعیین کننده شمار پرتوهای عمومی تولید شده و انرژی پرتوهای ویژه است.

بیشینه ولتاژ

- انرژی فوتونهای گسیل شده از لامپ پرتو X، به انرژی الکترون هایی که هدف را بمباران می کند بستگی دارد. انرژی این الکترونها با بیشینه کیلو ولتاژ تعیین می شود.
- ✓ بیشینه ولتاژ انرژی پرتوهای X تولید شده را تعیین می کند.
- ✓ شدت پرتو ها با توان دوم بیشینه ولتاژ متناسب است.
- ✓ طول موج **پرتوهای ویژه** با بیشینه ولتاژ تغییر نمی کند. البته این ولتاژ باید به اندازه کافی باشد تا بتواند پرتو ویژه را ایجاد نماید.

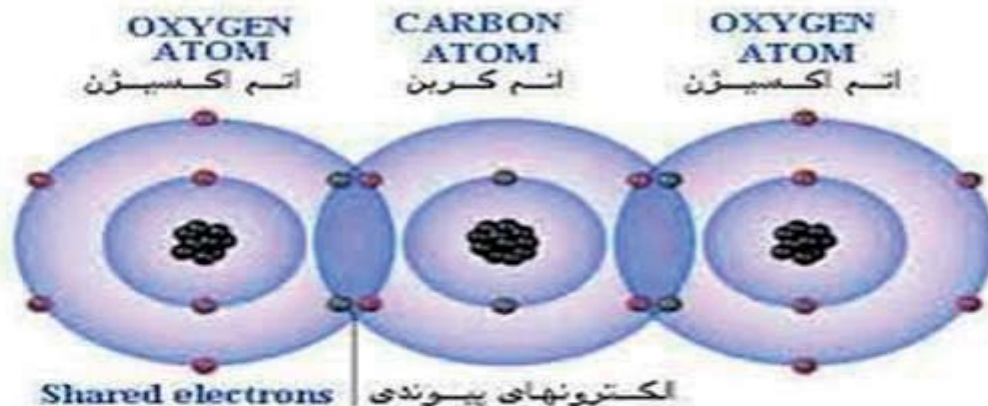
جریان لامپ پرتو X

- شمار پرتو رونتگن تولید شده به شمار الکترونهاى برخوردی به هدف بستگی دارد و شمار آنها هم به جریان بکار رفته در لامپ بستگی دارد.
- هرچه میلی آمپر لامپ بیشتر باشد الکترونهاى بیشتری تولید می شوند و اشعه X بیشتری نیز تولید می شود.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

اتم ها به وسیله الکترون های بیرونی ترین لایه در مولکولها به هم پیوسته اند. فوتونهای اشعه X می توانند هم با الکترون های مداری و هم با هسته ی اتم ها بر هم کنش کنند. در گستره ی انرژی رادیولوژی تشخیصی، اندرکنش ها همیشه با الکترونهای مداری انجام می شود. در این موارد فاکتور مهم ساختار اتمی بافت است نه ساختار مولکولی آن.



سوال

- به نظر شما وقتی اشعه X به یک ماده برخورد می کند چه اتفاقاتی ممکن است رخ دهد؟



پاسخ

- اگر رخداد اندرکنش با الکترونها پیوندی اتم در مولکول انجام شود ، پیوندها ممکن است از هم گسسته شوند و ساختار مولکولی دگرگون شود. ولی انرژی های پیوندهای مولکولی بسیار کوچکتر از آن است که بر گونه و شمار اندرکنش ها اثر گذارد. یک گروه از اتم های اکسیژن، بدون توجه به حالت فیزیکیشان، شمار یکسانی از فوتونها را از جنبش باز می دارند. مهم نیست که اکسیژن مانند گاز آزاد و یا در پیوند با هیدروژن در مولکول آب باشد. فاکتور مهم ساختار اتمی بافت است نه ساختار مولکولی آن.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

یک فوتون پرتو X از ۵ راه می تواند با ماده اندرکنش داشته باشد:

پراکندگی
همدوس

اثر
فوتوالکتریک

پراکندگی
کامپتون

تولید جفت

فروپاشی
فوتونی

برهم کنش بین اشعه X و ماده

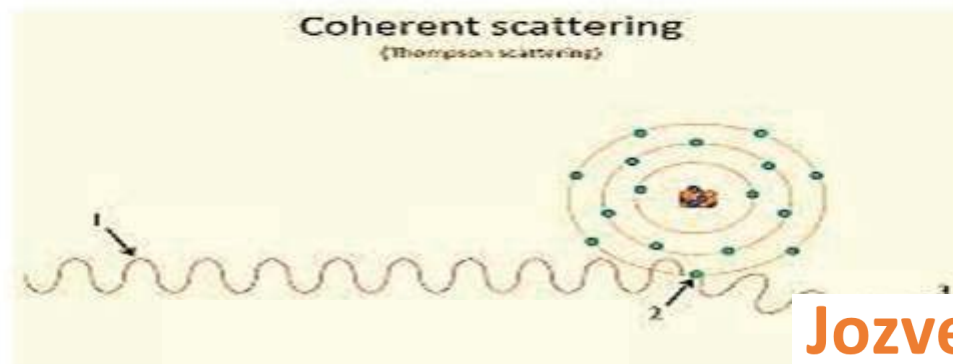
- ❖ در این اندرکنش ها گاهی فوتونهای پرتو X جذب شده و گاهی پراکنده می شوند.
- ❖ هنگامی که فوتون ها جذب می شوند از دسته پرتوهای X حذف شده و دیگر وجود نخواهند داشت.
- ❖ هنگامی که فوتونها پراکنده می شوند، در راستاهای تصادفی پخش می شوند و سودمند نخواهند بود. چون راستایشان اتفاقی است نمی توانند تصویر را بسازند و تنها چیزی که روی فیلم پدید می آورند سیاه شدگی است.
- ❖ نویزی که به وسیله ی پرتو پراکنده ایجاد می شود مه آلودگی فیلم نامیده می شود و ممکن است باعث شود تصویر یکسره تیره شود.
- ❖ به همین دلیل آگاهی از پرتو پراکنده از اهمیت زیادی برخوردار است.

برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ پراکندگی همدوس

❖ به اندرکنش هایی که در آن پرتو بدون تغییر در طول موج راستایش تغییر می کند پراکندگی همدوس یا پراکندگی بدون تغییر گفته می شود

پراکندگی تامسون: یک الکترون منفرد در برخورد شرکت می کند
پراکندگی رالی: تمام الکترونها در برخورد شرکت می کنند.

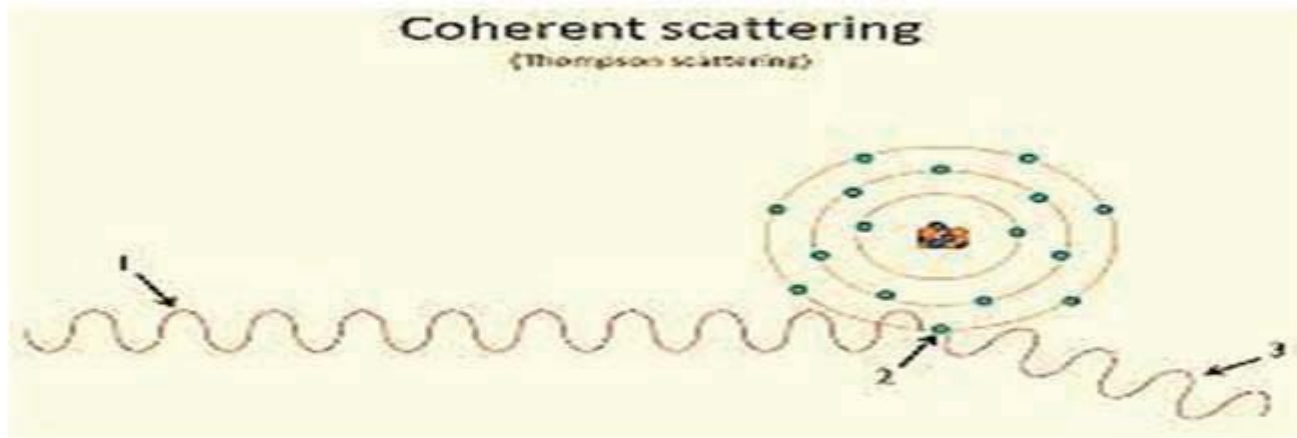


برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ پراکندگی همدوس

❖ هر دو گونه پراکندگی همدوس را می توان بر حسب یک اندرکنش موجی - ذره ای بازگو کرد و از این رو گاهی پراکندگی کلاسیک هم نامیده می شود.

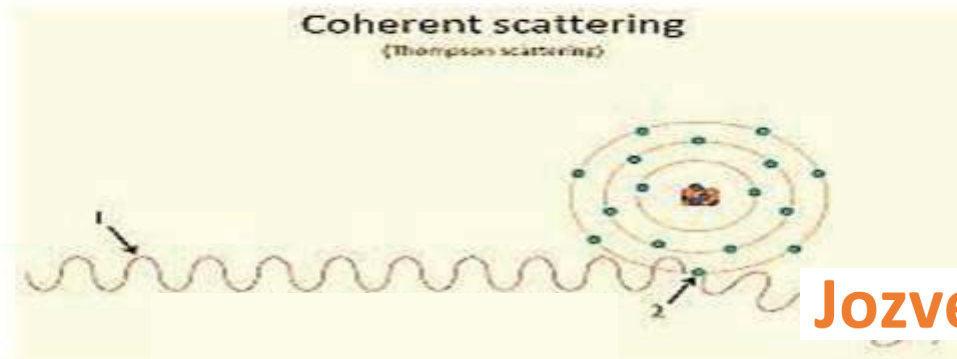
❖ پرتو کم انرژی با الکترون های یک اتم برخورد می کند و آنها را با فرکانس تابش پرتو به لرزه وا می دارد. یک الکترون نوسان کننده چون یک ذره باردار است، پرتو تابش می کند.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ پراکندگی همدوس

- این تنها گونه اندرکنش میان پرتو X و ماده است که به یونش نمی انجامد. در این پراکندگی نه انرژی به اتم داده می شود و نه یونشی رخ می دهد. تنها اثر آن تغییر راستای تابش فوتون برخوردی است.
- درصد پرتوهایی که پراکندگی همدوس را انجام می دهند در مقایسه با سایر اندرکنش ها کمتر است و کمتر از ۵ درصد از پرتوها دچار پراکندگی همدوس می شوند.
- این پراکندگی فوتونهایی پراکنده پدید می آورد که باعث مه آلود کردن فیلم می شود اما اندازه آنها بسیار کوچکتر از آن است که در رادیولوژی تشخیصی مهم باشد.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

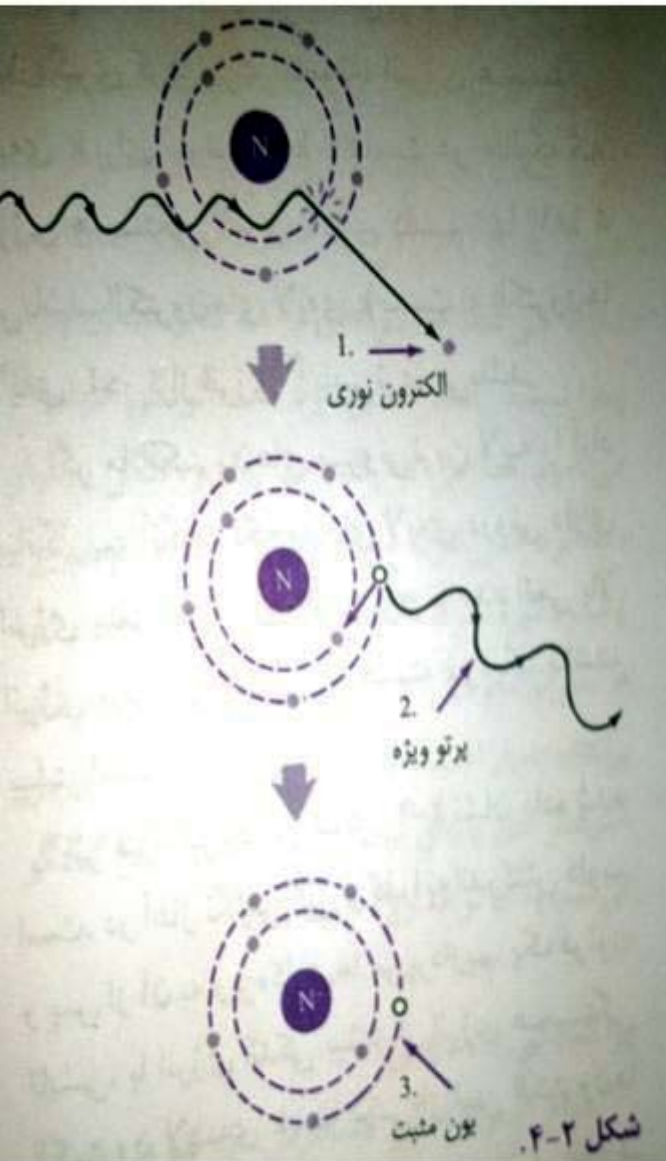
❖ اثر فوتوالکتریک

یادآوری

❑ هسته به عنوان ابزاری که الکترونها را در اتم نگه میدارد دارای نقش مهمی است.

❑ الکترونها لایه های بیرونی (الکترونها آزاد)

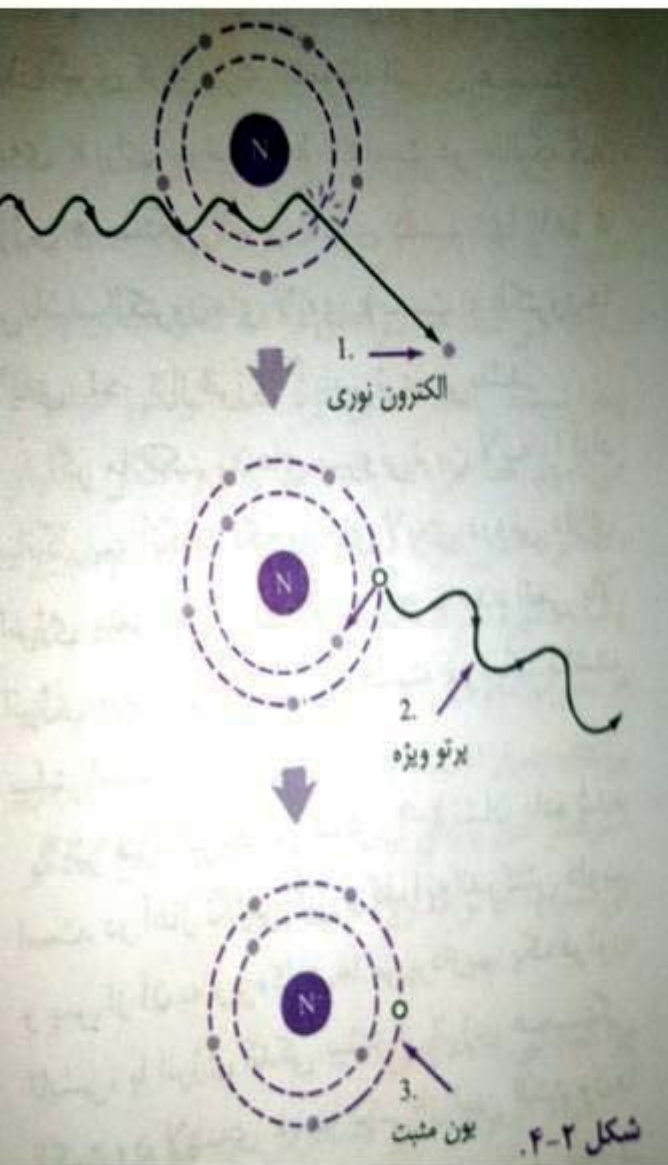
❑ پیوند الکترونها لایه k در عنصرهایی با عدد اتمی بالاستوارتر از پیوند این الکترونها در عنصر دیگر با عدد اتمی پایین تر است.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ اثر فوتوالکتریک

- یک فوتون تابشی با انرژی اندکی بیشتر از انرژی همبستگی الکترون لایه k ، با یکی از این الکترونها برخورد می کند و باعث خروج آن الکترون می شود.
- الکترون آزاد شده با انرژی فوتونی که به آن برخورد کرده حرکت می کند و چون یک ذره باردار قدرت نفوذ کمی دارد، سریع جذب ماده می شود.
- اتم که یک الکترون در لایه k کم دارد، یک الکترون از لایه کناری به آن منتقل می شود که در اثر این جابجایی مقداری انرژی به صورت فوتون اشعه X تولید می گردد.
- به این اشعه پرتو ویژه و به این پدیده اثر فوتوالکتریک



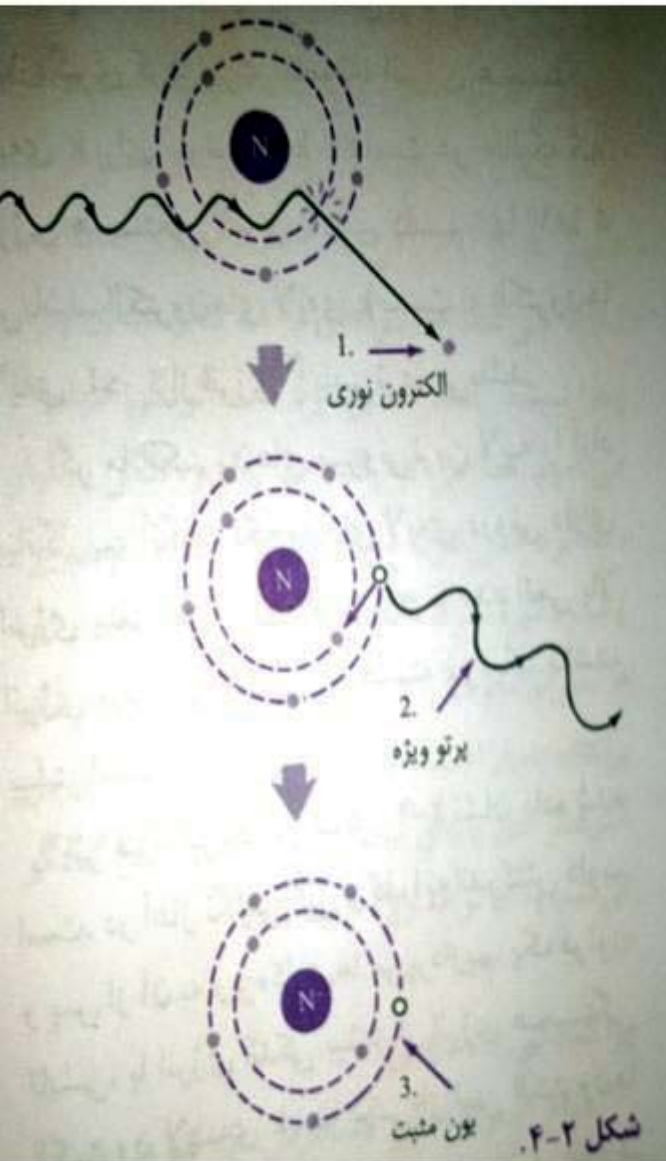
برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ اثر فوتوالکتریک

➤ هنگامی که ظرفیت خالی لایه K به وسیله γ الکترونی از لایه بیرونی تر همان اتم پر می شود اتم با کمبود یک الکترون رها شده مواجه است و به صورت یک یون مثبت بر جای می ماند.

اثر فوتوالکتریک همواره ۳ فرآورده پایانی دارد:

1. پرتو ویژه
2. یک یون منفی (الکترون نوری)
3. یک یون مثبت



برهم کنش بین اشعه X و ماده

❖ اثر فوتوالکتریک

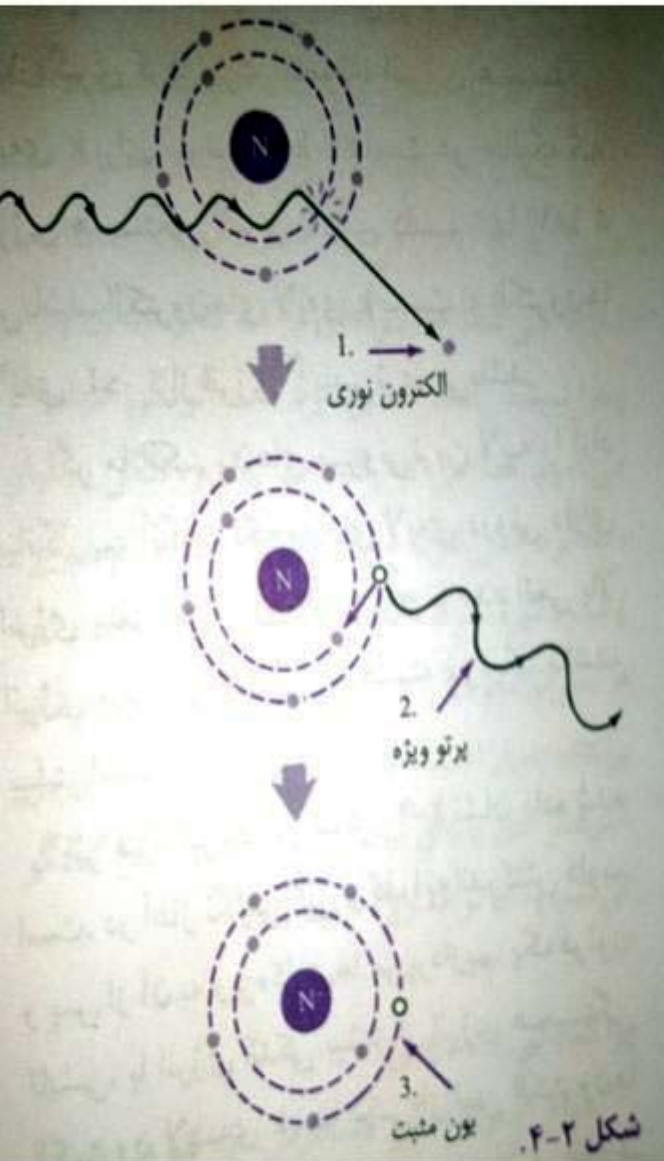
➤ سه قانون حاکم بر احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک
۱. فوتون تابشی باید انرژی کافی برای پیروزی بر انرژی همبستگی الکترون داشته باشد

برای نمونه در ید انرژی همبستگی لایه k برابر $33/2$ کیلو الکترون ولت است و حداقل $33/2$ انرژی برای این کار لازم است.

۲. هنگامی احتمال رخداد یک واکنش فوتوالکتریک بیشتر است که انرژی فوتون و انرژی همبستگی الکترون کمابیش یکسان باشد

این احتمال با توان سوم انرژی فوتون رابطه عکس دارد

احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک با افزایش انرژی فوتون با



شکل ۲-۴. فوتون مثبت

سوال

- قانون سوم به رابطه بین احتمال رخداد و عدد اتمی اشاره دارد به نظر شما چه ارتباطی بین عدد اتمی و احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک وجود دارد؟



برهم کنش بین اشعه X و ماده

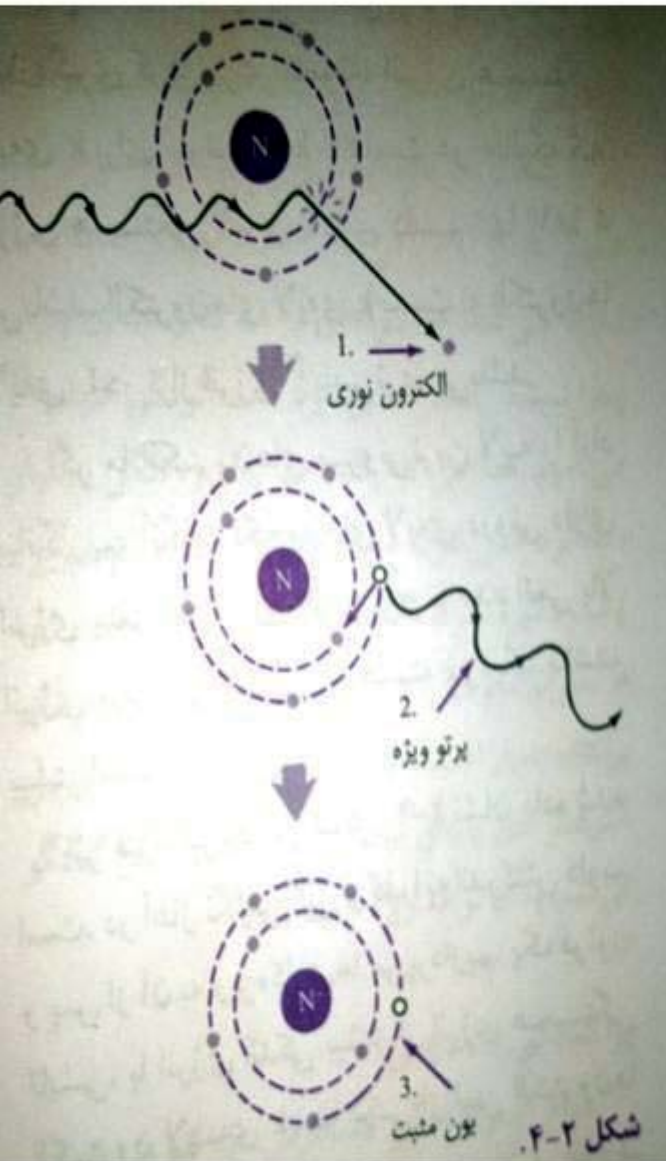
❖ اثر فوتوالکتریک

➤ سه قانون حاکم بر احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک

3. یک الکترون هرچه پیوند استوارتری در مدارش داشته باشد بیشتر احتمال دارد که درگیر فوتوالکتریک شود

الکترونها در عناصری با عدد اتمی بالا نسبت به عنصرهایی با عدد اتمی پایین، پیوند استوارتری دارند.

احتمال رخداد اثر فوتوالکتریک با توان سوم عدد اتمی متناسب است



برهم کنش بین اشعه X و ماده

تفاوت تابش ویژه و فرآیند فتوالکتریک:

- تنها فرق این دو در روش بیرون راندن الکترون لایه درونی است دریک لامپ پرتو X یک الکترون پرسرعت الکترون همبسته را بیرون می راند در حالی که در اندرکنش فتوالکتریک یک فوتون پرتو X این کار را انجام می دهد.

• دو نکته مهم

- در پرتوشناسی تشخیصی فوتونهایی با انرژی پایین از هیچ اهمیتی برخوردار نیست زیرا بی درنگ جذب می شوند.
- در داخل بدن بالاترین عدد اتمی متعلق به کلسیم است که یک فوتون ویژه با بیشینه انرژی ۴ کیلوالکترون ولت تولید می کند و سریع جذب می شود.
- در این راستا ید و باریوم تنها سازندگان کنتراست هستند که پرتوهای ویژه ای با انرژی کافی تولید می کنند که از پیکر بیمار می گذرد و در فیلم پرتو X یک مه آلودگی تولید می کند.

کاربرد اثر فوتوالکتریک در رادیولوژی تشخیصی

تاثیر پدیده فوتوالکتریک بر روی تصاویر رادیولوژی راز دو جنبه می توان بررسی کرد
□ جنبه خوب آن این است که اثر فوتوالکتریک باعث بهبود کیفیت تصاویر می شود.

✓ بهبود کیفیت تصاویر به دو دلیل است

1. اثر فوتوالکتریک پرتو پراکنده ایجاد نمی کند

2. این پدیده کنتراست طبیعی بافت را افزایش می دهد.

کنتراست پرتو X به آن دسته از بافتهایی که پرتو X را بیشتر از دیگر بافتها جذب می کند بستگی دارد. هنگامی که تفاوت در جذب پرتو میان بافتهای به هم چسبیده چشمگیر است. کنتراست بیشتر است. از آنجایی که تعداد واکنش ها به توان سوم عدد اتمی بستگی دارد، اثر فوتوالکتریک تفاوت بین بافتهایی که از ساختار گوناگون تشکیل شده مثل بافت نرم و استخوان را زیاد می کند.

□ جنبه بد این اثر سبب افزایش تابش اشعه X به بیمار می شود.

کاربرد اثر فوتوالکتریک در رادیولوژی تشخیصی

- ❑ جنبه بد این اثر سبب افزایش تابش اشعه X به بیمار می شود.
- ✓ بیمار از واکنش فوتوالکتریک بیش از هرگونه اندرکنشهای دیگر تابش دریافت میکند.
- ✓ در یک واکنش فوتوالکتریک همه ی انرژی فوتون برخوردی به وسیله ی بدن بیمار جذب می شود. این در حالی است که در یک واکنش کامپتون تنها بخش از انرژی فوتون برخوردی جذب می شود
- ✓ از آنجایی که یکی از اهداف نخستین رادیولوژی تشخیصی کم کردن دوز پرتوگیری بیمار است بنابراین این مساله باید مد نظر قرار گیرد.
- ✓ زیان اثر فوتوالکتریک را میتوان با بکاربردن فن آوری های انرژی بالا (kvp) به کمترین اندازه رساند.

روی هم رفته باید پرتو X با انرژی بالا را برای کیفیت تشخیصی و کاهش پرتودهی بیمار بکاربرد.

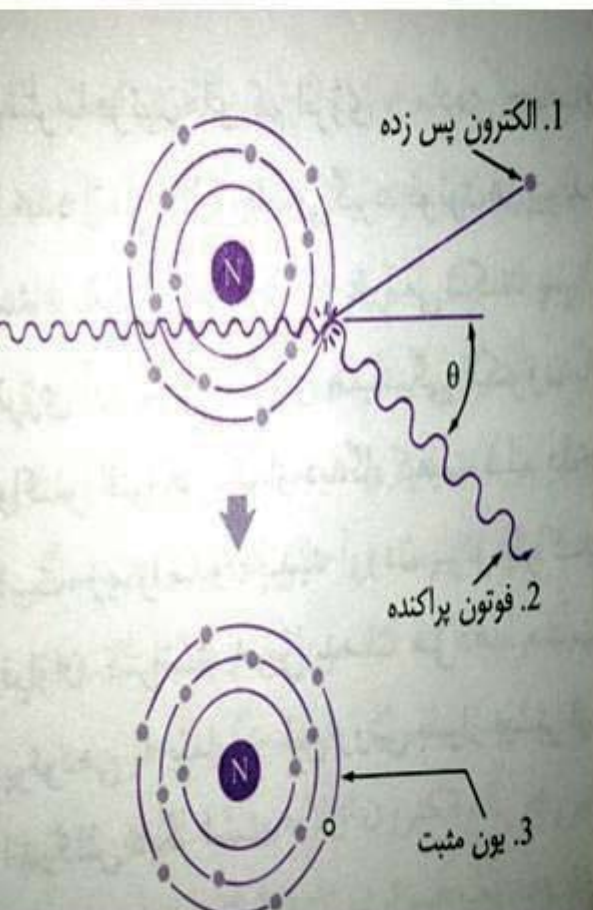
برهم کنش بین اشعه X و ماده

پراکندگی کامپتون

□ کم و بیش تمام پرتوهای پراکنده ای که در رادیولوژی تشخیصی با آنها روبرو می شویم، از پراکندگی کامپتون سرچشمه می گیرد.

□ یک فوتون تابشی با انرژی بالا به یک الکترون آزاد لایه بیرونی برخورد می کند و آن را از مدارش بیرون می اندازد. فوتون به وسیله الکترون منحرف می شود و همانند یک پرتو پراکنده در یک راستای جدید حرکت می کند.

□ فوتون همیشه بخشی از انرژی آغازین خود را نگه می دارد. پی آمد این واکنش، یک جفت یون، (یک اتم مثبت و یک الکترون منفی است که الکترون پس زده نامیده می شود) است.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

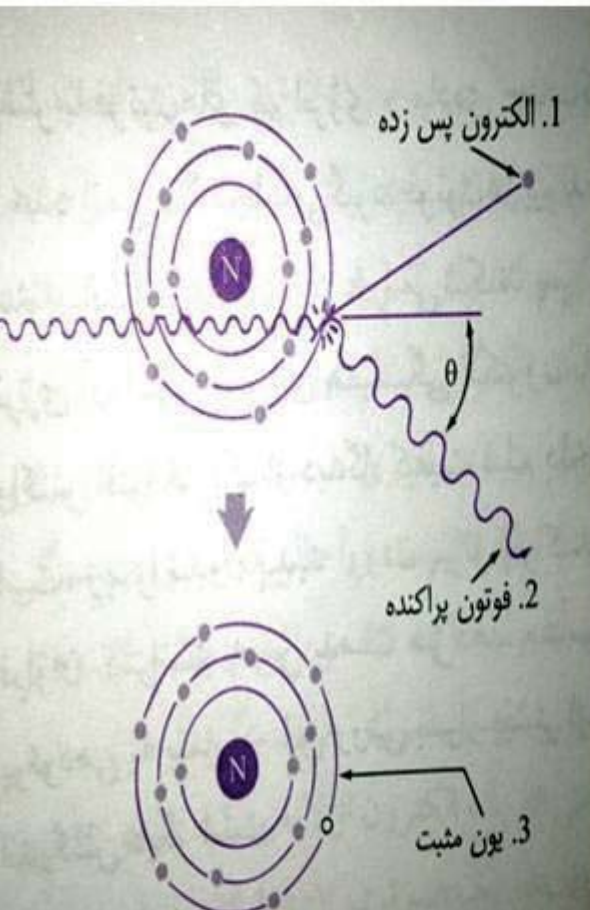
پراکندگی کامپتون

□ انرژی فوتون برخوردی دو بخش می شود:

1. بخشی به صورت انرژی جنبشی به الکترون پس زده داده می شود
2. بقیه انرژی به فوتون کمپتون (فوتون منحرف شده) داده می شود.

سوال:

چه تفاوتی در انرژی باقیمانده فوتون پس از برخورد به الکترون در واکنش فوتوالکتریک و کامپتون وجود دارد؟



پاسخ:



برخلاف واکنش فوتوالکتریک که در آن بیشترین انرژی فوتون برای آزاد کردن فوتوالکترون از وابستگی اش به اتم بکار می رود، در واکنش کامپتون، برای این کار هیچ انرژی نیاز نیست زیرا الکترون پس زده از پیش آزاد است. فوتون برخوردی همیشه بخشی از انرژی آغازین را نگاه می دارد. آن اندازه از انرژی که فوتون نگه می دارد از دو راه تعیین می شود.

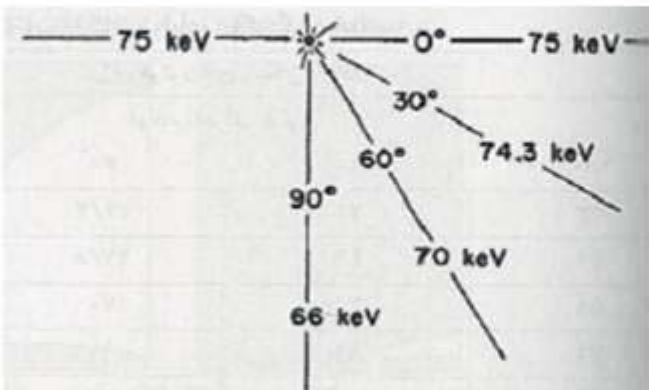
1. انرژی آغازین آن

2. زاویه ی انحراف آن از راستای الکترون پس زده

یک فوتون کمپتون هرگز تمام انرژی خود را از دست نمی دهد

برهم کنش بین اشعه X و ماده

پراکندگی کامپتون



شکل مقابل انرژی را که یک فوتون ۷۵ keV هنگام انحراف در زاویه های گوناگون برای خودش نگه می دارد نشان می دهد.

در زاویه های انحراف بزرگتر، انرژی بیشتری از دست می دهد. هرچه انرژی فوتون بیشتر باشد سخت تر منحرف می شود فرمول کلاسیک برای تغییر در طول موج یک فوتون پراکنده چنین است:

$$\Delta\lambda = 0.024(1 - \cos\theta)$$

$\Delta\lambda$ تغییر در طول موج بر حسب آنگستروم

θ زاویه انحراف فوتون

برهم کنش بین اشعه X و ماده

پراکندگی کامپتون

میزان انرژی کاهش یافته در اثر برخورد به صورت زیر محاسبه می شود:

$$Kv = \frac{12.4}{\Delta\lambda(\text{Å})}$$

انرژی فوتونهای پراکنده کامپتون پس از رخداد واکنش

انرژی فوتون برخوردکننده (ke v)	انرژی پرتوهای پراشی (ke v)			
	زاویه کج شدن (انحراف) فوتون			
	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
100	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95

برهم کنش بین اشعه X و ماده

پراکندگی کامپتون

- ✓ فوتونهای پراکنده در زاویه های انحراف کوچک، کمابیش همه ی انرژی آغازین خود را نگه می دارند. این پدیده در پرتوشناسی تشخیصی چالشی جدی به وجود می آورد.
- ✓ زیرا فوتونهایی که در زاویه های کوچک پراکنده شده اند بخت زیادی برای رسیدن به فیلم پرتو X و ایجاد سیاه شدگی بر روی آن دارند. بیرون کشیدن این پرتو از میان دسته پرتوهای X بسیار سخت است.

انرژی فوتون برخوردکننده (ke v)	انرژی پرتوهای پراشی (ke v)			
	زاویه کج شدن (انحراف) فوتون			
	30°	60°	90°	180°
25	24.9	24.4	24	23
50	49.6	47.8	46	42
75	74.3	70	66	58
100	98.5	91	84	72
150	146	131	116	95

برهم کنش بین اشعه X و ماده

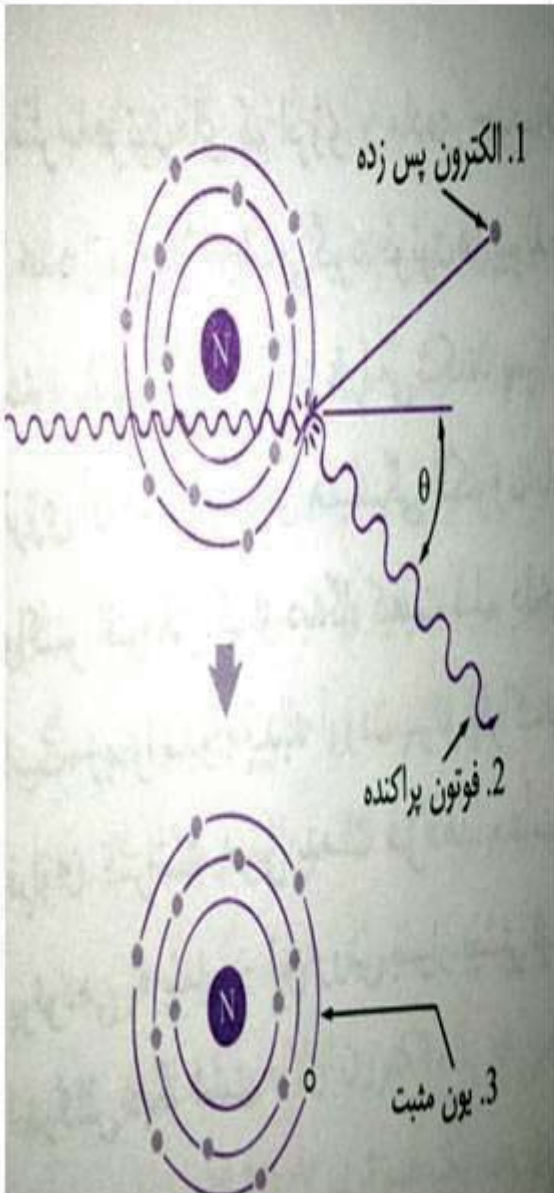
پراکندگی کامپتون

✓ فوتونهای پراکنده با زاویه انحراف کوچک را نمی توان از راه صافی از میان دسته پرتوهای X خارج کرد زیرا بسیار پرانرژی هستند و چون دارای زاویه انحراف بسیار کوچکی هستند نیز به وسیله ی شبکه ها حذف نمی شوند. بنابراین باید آنها را بپذیریم و تصویری با کیفیت پایین را داشته باشیم.

✓ پرتو پراکنده از واکنش کامپتون، ایمنی کاربران را نیز با خطر بزرگی رو به رو می کند. حتی بعد از اینکه یک فوتون با زاویه ۹۰ درجه منحرف شود. هنوز بیشتر انرژی آغازین خود را نگه می دارد. این بدان معناست که پرتو پراکنده که در یک آزمایش فلوروسکوپی از بدن یک بیمار بیرون می آید کمابیش به همان اندازه پرتو آغازین پرانرژی است. این کار ایمنی کاربران فلوروسکوپ و دیگر کارکنانی را که باید در اتاق پرتودهی باشند، به خطر می اندازد.

احتمال رخداد واکنش کمپتون

- احتمال یک واکنش کمپتون به انرژی پرتو تابشی و چگالی ماده جذب کننده بستگی دارد. با افزایش انرژی فوتون، شمار واکنش ها رفته رفته کاهش می یابد.
- همه عناصرها بدون توجه به عدد اتمی شان کمابیش در هر گرم شمار الکترون های یکسانی دارند.
- پس احتمال گذر یک فوتون پراانرژی از میان بدن بیشتر از گذر یک فوتون کم انرژی است.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

تولید جفت و فروپاشی فوتونی

- در گستره ی انرژی تشخیصی، دو اندرکنش پایه ای تولید جفت و فروپاشی فوتونی رخ نمی دهد.
- در تولید جفت یک فوتون پر انرژی با هسته ی یک اتم اندرکنش می کند، فوتون ناپدید می شود و انرژی آن به صورت دو ذره به ماده تبدیل می شود. یکی از آنها یک الکترون معمولی است و دیگری یک پوزیترون است.
- پوزیترون یک ذره با جرمی برابر یک الکترون اما با بار مثبت است.
- این اندرکنش نمی تواند با فوتونی که انرژی آن کمتر از 1.02 مگاالکترون ولت است، رخ دهد.

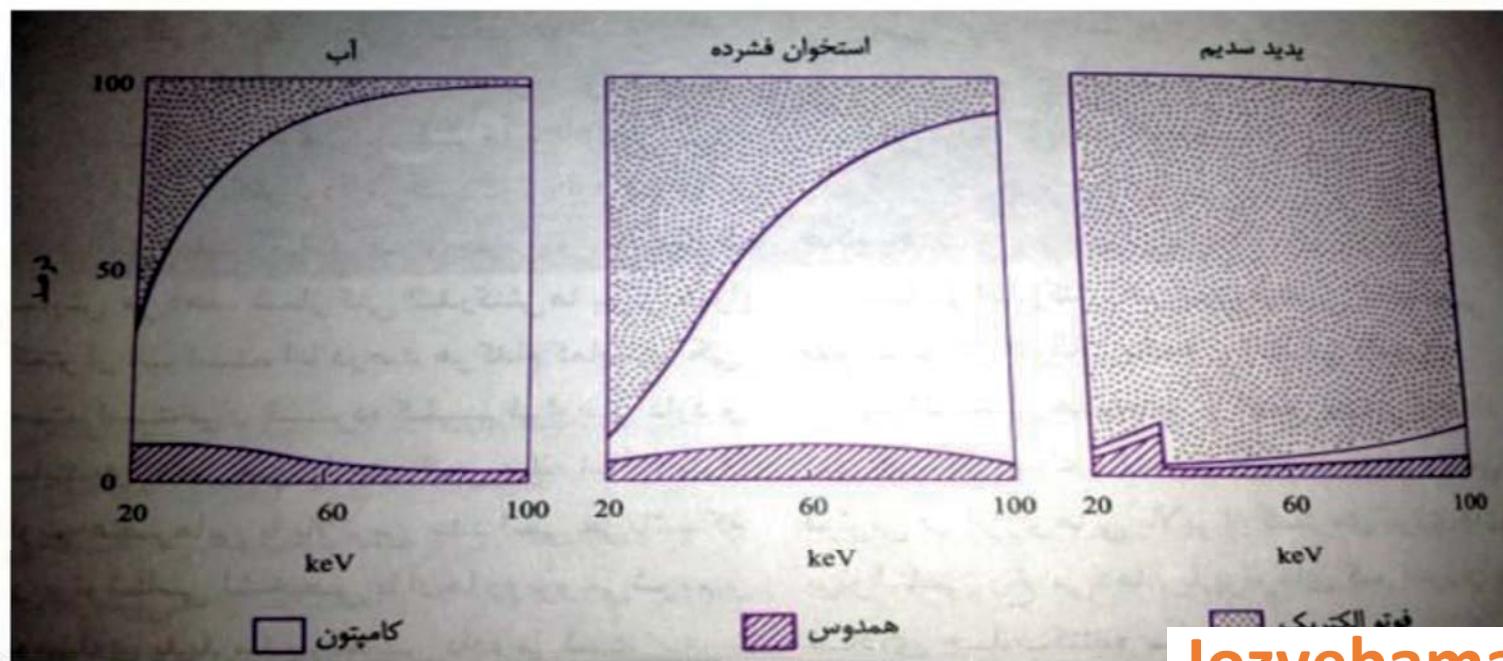
برهم کنش بین اشعه X و ماده

تولید جفت و فروپاشی فوتونی

- در فروپاشی فوتونی، بخشی از هسته یک اتم به وسیله ی یک فوتون پرنرژی به بیرون رانده می شود. بخش بیرون رانده شده یک نوترون، یک پروتون، یک ذره ی آلفا یا یک دسته از ذرات می باشد.
- برای پیروزی بر انرژی های همبستگی هسته، فوتون برخوردی باید انرژی به اندازه ۷ تا ۱۵ مگاالکترون ولت داشته باشد.
- از آنجایی که تولید جفت با انرژی های فوتونی کمتر از 1.02 مگاالکترون ولت و فروپاشی فوتونی با انرژی کمتر از ۷ مگاالکترون ولت رخ نمی دهد. در پرتوشناسی تشخیصی، هیچ کدام از این اندرکنش ها جایی ندارد چون در این پهنه هیچگاه از انرژی های بالای ۱۵۰ کیلوالکترون ولت استفاده نمی کنیم.

برهم کنش بین اشعه X و ماده

شکل زیر درصد هر کدام از اندرکنش های فوتوالکتریک، همدوس و کامپتون را با آب، استخوان فشرده و یدید سدیم با انرژی فوتونی بین ۲۰ تا ۱۰۰ کیلو الکترون ولت نشان می دهد.

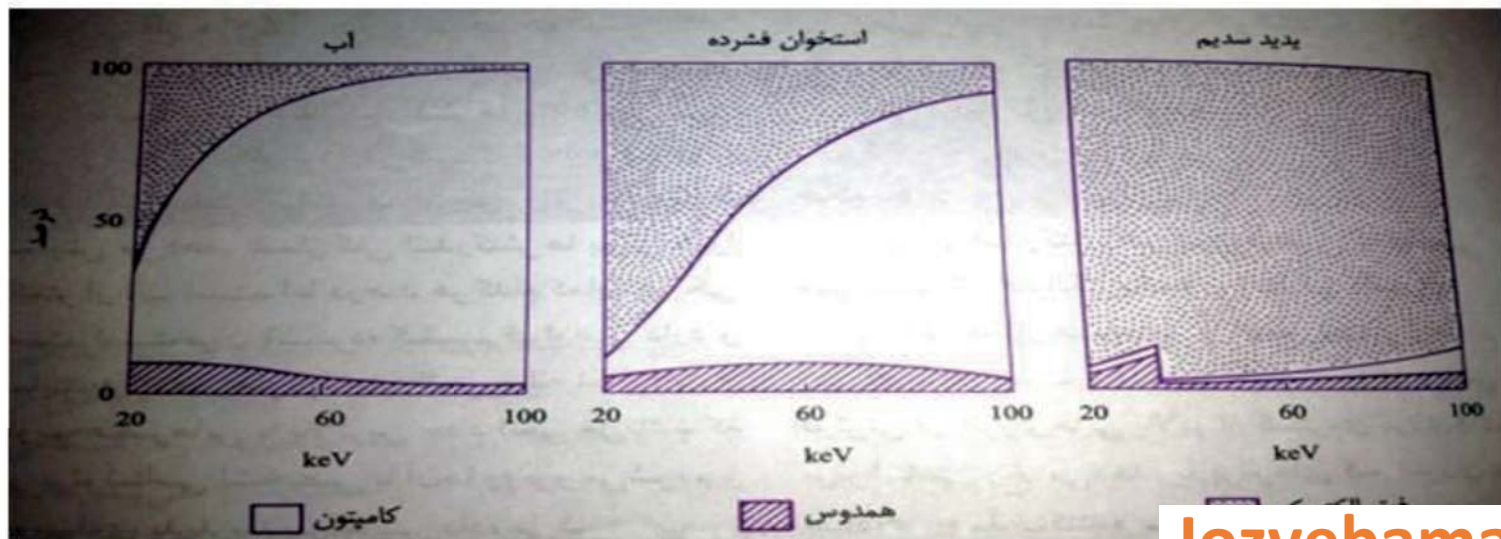


برهم کنش بین اشعه X و ماده

✓ آب رفتار بافت‌هایی با عدد اتمی پایین مانند هوا، چربی و ماهیچه را نمایش می‌دهد

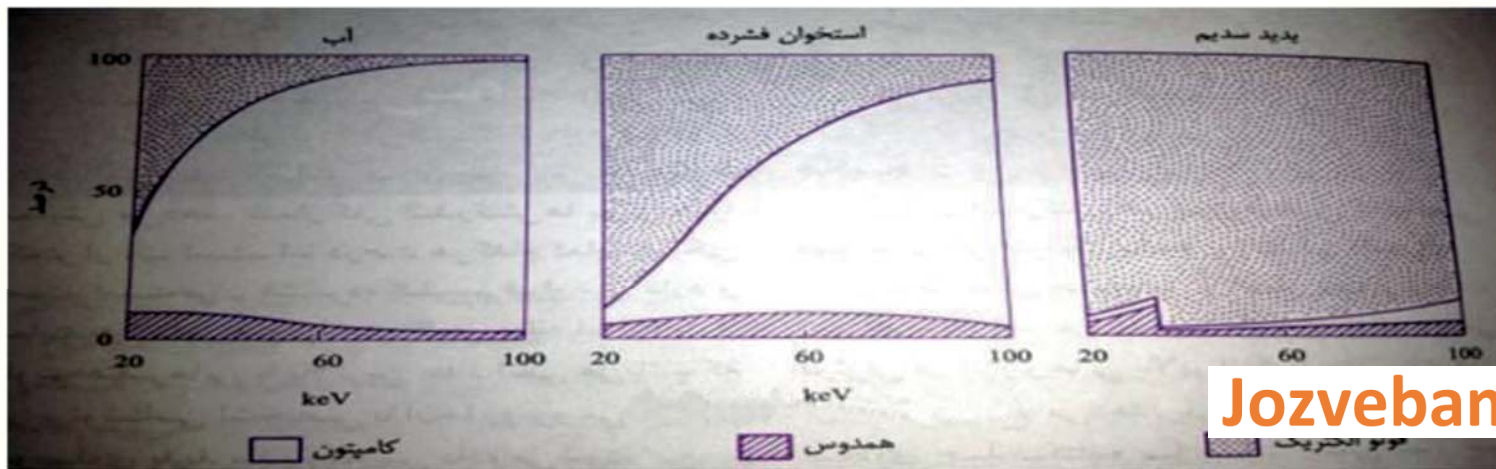
✓ استخوان فشرده کلسیم فراوانی دارد و نماینده عنصرهایی با عدد اتمی میانه است.

✓ ید و باریوم نماینده عنصرهایی با بالاترین عدد اتمی می باشند.



برهم کنش بین اشعه X و ماده

- ✓ اندازه ی پراکندگی همدوس روی هم رفته نزدیک ۵ درصد کل رخدادها است و نقش کوچکی در گستره ی انرژی های تشخیصی بازی می کند.
- ✓ در آب جدا از انرژی های فوتونی بسیار پایین (۲۰ تا ۳۰ کیلو الکترون ولت)، پراکندگی کامپتون برجسته ترین اندرکنش است.
- ✓ ماده های کتراست زا به علت عدد اتمی بسیار بالایشان، به گونه ی ویژه ای درگیر اثر فتوالکتریک هستند
- ✓ در استخوان در انرژی های پایین، واکنش فتوالکتریک و در انرژی های بالا پراکندگی کامپتون بیشتر رخ می دهد.





جذب افتراقی اشعه X در بدن

• سه نوع پرتو مهم در تشکیل تصویر رادیولوژی

1. پرتوهایی که به طریق برخورد کامپتون پراکنده می شوند.

2. پرتوهایی که به طریق فوتوالکتریک جذب می شوند.

3. پرتوهایی که بدون برخورد در بافت، به فیلم منتقل می شوند.

□ پرتوهای ایکسی که درون بافت برخورد می کنند، اطلاعات تشخیصی را به طریق منفی (نگاتیو) تولید می کنند. چون آنها به فیلم نمی رسند. این پرتوها نماینده ساختارهای آناتومیکی با خصوصیات جذب بالا می باشند. چنین ساختارهایی رادیوپاک یعنی حاجب اشعه می باشند. بنابراین جذب و کاهش اشعه X در بافت، باعث ایجاد نواحی روشن روی کلیشه روی رادیوگرافی نگاتیو می شود (مانند استخوان)



جذب افتراقی اشعه X در بدن

- پرتوهای X که در بدن نفوذ می کنند و بدون هیچگونه برخوردی منتقل می شوند باعث ایجاد نواحی سیاه روی کلیشه می شوند. ساختارهای آناتومیکی بدن که این پرتوهای X را عبور می دهند رادیولوسنت یعنی شفاف به اشعه نامیده می شوند.
- تصویر پرتو X از تفاوت ضریب تضعیف بافتهایی که موجب جذب یا پراکندگی پرتوهای ایکس می شوند و بافتهایی که پرتوها را عبور می دهند نتیجه می شود (جذب افتراقی)
- اغلب پرتوها ایکس به جز پرتوهایی با کیلو ولتاژ پایین از طریق اثر کمپتون عمل می کنند و این یکی از دلایل ناواضح بودن تصاویر رادیولوژی می باشد. تنها درصد کوچکی از پرتوهای کم انرژی در بافتهایی با عدد اتمی بالا (مثل استخوان) از طریق جذب فوتوالکتریک کاهش می یابند.
- کمتر از ۵ درصد پرتوهای برخوردکننده به بیمار به فیلم می رسند و تصویر رادیوگرافی تقریباً حاصل یک درصد پرتوهای ایکس ساطع شده از دستگاه اشعه X

کاربرد مواد حاجب برای جذب افتراقی

- به علت بالا بودن عدد اتمی و زیادبودن چگالی باریم و مواد حاجب یددار در مقایسه با بافت نرم، آنها را به عنوان کنتراست زا در تهیه تصویر از اندام داخلی بدن به کار می برند. این مواد پس از بلعیده شدن یا تزریق در بافتهای هدف تجمع می کنند و یا از آنها عبور می کنند و در هنگام تصویربرداری باعث جذب پرتو و در نتیجه مانع رسیدن پرتو به فیلم رادیوگرافی میشوند. لذا تصویر بافتهایی که در آن قرار گرفته اند به صورت روشن روی فیلم ظاهر می شوند(مثل آنژیوگرافی).
- به عنوان مثال وقتی ورید کاروتید داخلی با ماده حاجب یددار پر می شود این ارگان داخلی به راحتی در کلیشه دیده می شود.

ویژگی یک دسته پرتو X

برای نشان دادن ویژگی های یک دسته پرتو X دو واژه بکار می رود

کمیت پرتو X

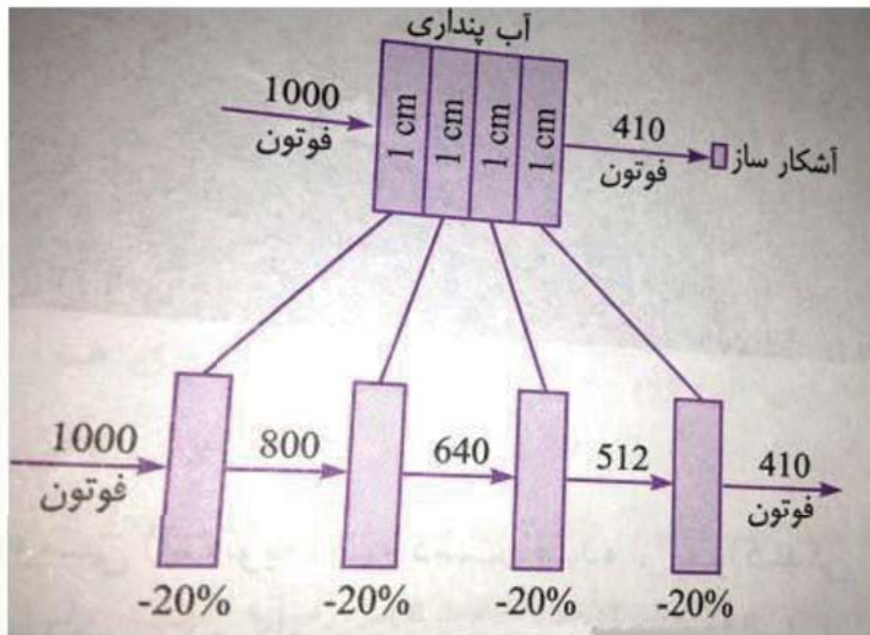
- کمیت به شمار فوتون ها در یک دسته پرتو بستگی دارد

کیفیت پرتو X

- کیفیت به انرژی فوتون ها بستگی دارد

تضعیف پرتو X

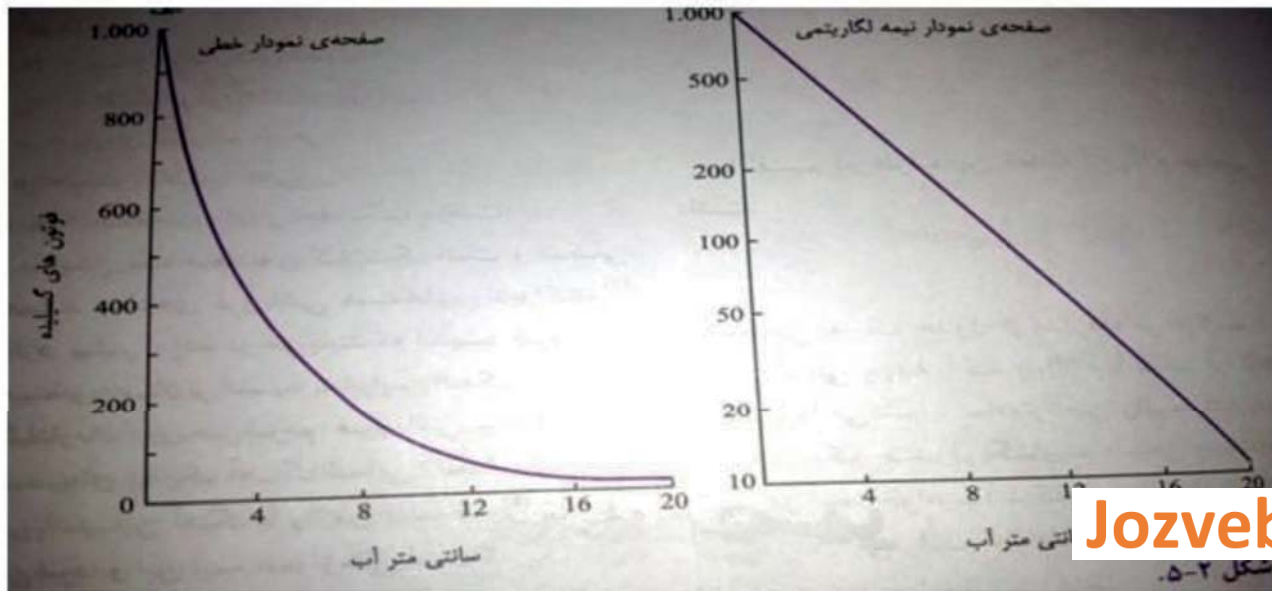
- تضعیف: کم شدن شدت یک دسته پرتو X است که هنگام گذر از ماده، هم به وسیله ی جذب و هم به وسیله ی انحراف فوتون ها از دسته پرتو انجام می شود.
- تضعیف پرتو به هر دو فاکتور کمیت و کیفیت فوتونهای یک دسته پرتو بستگی دارد.
- شکل زیر کاهش یک دسته پرتو انرژی



کاهش پرتو تک انرژی

❖ کاهش پرتو تک انرژی بر حسب ضخامت ماده جذب کننده

❖ بخش آغازین منحنی دارای شیب تند است زیرا بیشتر فوتون ها به وسیله ی سانتی مترهای نخست ماده جذب کننده از دسته پرتو بیرون می روند. بعد از عبور دسته پرتو از بیشتر ضخامت آب، تنها چند فوتون برجای می مانند. اگرچه هر سانتی متر آب کاهش ۲۰ درصد فوتون ها را در پی می گیرد. ولی شمار کلی فوتون ها در گام های واپسین کوچک است و پایان منحنی کم و بیش راست است.



ضریب تضعیف

□ اندازه ای از پرتو کاهش یافته به وسیله ی ضخامت مشخص از یک ماده جذب کننده ضریب تضعیف نامیده می شود. در پرتو شناسی تشخیصی دو ضریب تضعیف معرفی می گردد:

1. ضریب تضعیف خطی
2. ضریب تضعیف جرمی

ضریب تضعیف خطی

مهمترین ضریب تضعیف در پرتو شناسی تشخیصی است و اندازه گیری کمی از کاهش به ازای هر سانتی متر از ماده ی جذب کننده است. این ضریب به ما می گوید که چه اندازه کاهش را از یک بافت با ضخامت معین می توانیم پیش بینی کنیم. نشانه ی ضریب کاهش خطی حرف یونانی μ است و یکای آن بر پایه ی سانتی متر است.

ضریب تضعیف

ضریب تضعیف خطی

این ضریب هم به انرژی دسته ی پرتو X و هم ماده ی جذب کننده بستگی دارد. مثلاً آب، چربی، استخوان و هوا همگی ضریب کاهش خطی گوناگونی دارند.

معادله نمایی کاهش پرتو X به صورت زیر است:

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

N شمار فوتون های گسیلنده

N_0 شمار فوتون های برخوردی (فوتون های آغازین)

μ ضریب کاهش خطی

X ضخامت ماده ی جذب کننده

ضریب تضعیف

ضریب تضعیف خطی

لایه نیم کننده: ضخامتی از ماده ی جذب کننده که برای کاهش شدت دسته پرتو اصلی به نصف اندازه ی آغازین آن نیاز است و آن را با HVL نشان می دهند.

$$\mu \times HVL = 0.693$$

لایه نیم کننده یک روش معمول برای نشان دادن کیفیت یک دسته پرتو X است. یک دسته پرتو با لایه نیم کننده ی بالا نفوذپذیرتر از یک دسته پرتو با لایه نیم کننده ی پایین است.

سوال

- در صورتی که یک دسته پرتو X با 1000 فوتون از آب با 1 سانتی متر ضخامت عبور کند و 800 فوتون بعد از عبور از آن گسیل شود، ضریب کاهش خطی آب را حساب کنید؟
- (ب) لایه نیم کننده ی دسته پرتو X را نیز در این مساله بیابید؟



پاسخ:

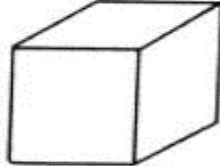
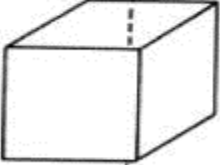

- $N = N_0 e^{-\mu x}$
- $800 = 1000 e^{-\mu(1)}$
- $e^{-\mu} = \frac{800}{1000} \quad e^{\mu} = \frac{1000}{800} \quad \text{Ln}(e^{\mu}) = \text{Ln}(1.25)$
- $\mu = \text{Ln}(1.25) \quad \mu = 0.22 \text{ cm}$

ب)

$$\mu \times HVL = 0.693$$
$$HVL = \frac{0.693}{0.22} = 3.15 \text{ Cm}$$

ضریب تضعیف جرمی

- چگالی اثر بزرگی در کاهش پرتو X در همه ی اندازه های انرژی دارد.
- با تقسیم ضریب تضعیف خطی بر چگالی (ρ) ضریب تضعیف جرمی بدست میاید و نشانه آن μ/ρ و یکا آن گرم بر سانتیمتر مربع است.

پایا کاهش خطی (cm^{-1})	پایا (همگر) کاهش جرمی (cm^2/gm)	چگالی (gm/cm^3)	ستبرای $1 \text{ gm}/\text{cm}^2$
0.214	0.214	1	 <p>اب 1 cm</p>
0.196	0.214	0.917	 <p>بغ 1.09 cm</p>
0.000128	0.214	0.000598	 <p>بخار آب 1670 cm</p>

- ۱ سانتی متر آب ۲۰ درصد از پرتو برخوردی را جذب می کند.
- ۱ سانتی متر از یخ ۱۸.۵ درصد از پرتو را جذب می کند.
- ۱ سانتی متر از بخار آب هیچ اندازه از پرتو را جذب نمی کند.

فاکتورهای موثر بر تضعیف اشعه X

• هنگامی که دسته پرتو X از میان ماده می گذرد ۴ فاکتور اندازه ی کاهش آن را تعیین می کند

1. انرژی پرتو تابشی

2. چگالی ماده جذب کننده

3. عدد اتمی ماده جذب کننده

4. الکترون بر گرم ماده جذب کننده

فاکتور اول با سرشت پرتو تابشی سروکار دارد و ۳ فاکتور بعدی با ترکیب ماده درگیر است.

فاکتورهای موثر بر تضعیف اشعه X

• هنگامی که دسته پرتو X از میان ماده می گذرد ۴ فاکتور اندازه ی کاهش آن را تعیین می کند

1. انرژی پرتو تابشی

2. چگالی ماده جذب کننده

3. عدد اتمی ماده جذب کننده

4. الکترون بر گرم ماده جذب کننده

❖ افزایش انرژی پرتو تابشی شمار فوتون های گذر کرده را افزایش می دهد و کاهش پرتو را کم می کند.

❖ افزایش چگالی، عدد اتمی و الکترون بر گم ماده جذب کننده، شمار فوتون های گذر کرده را کم می کند و کاهش پرتو را افزایش می دهد.

فاکتورهای موثر بر تضعیف اشعه X

چگالی ماده جذب کننده

یکی از دلایل اصلی که یک نگاره پرتو X را می بینیم تفاوت در چگالی بافتهای بدن است.

چگالی شمار الکترون های موجود در یک ضخامت داده شده را تعیین می کند. بنابراین چگالی توان مقاومت بافت را شناسایی می کند.

وابستگی میان چگالی و کاهش پرتو خطی است. اگر چگالی یک ماده دو برابر شود، کاهش پرتو X در آن دو برابر می شود.

الکترون بر گرم ماده جذب کننده

شمار واکنش های کامپتون به شمار الکترونها در یک ضخامت داده شده بستگی دارد. جذب کننده هایی با الکترون بسیار در برابر تابش پرتو غیر قابل نفوذتر از جذب کننده هایی با الکترون کم هستند.

تشعشع ها پراکنده و راههای کاهش آن

- به دلیل پدیده برخورد کمپتون در بافت که در اکثر موارد اتفاق می افتد تولید پرتوهای پراکنده غیرقابل اجتناب است. این گونه پرتوها باید توسط ابزارهای مربوطه (مثل گرید) و یا بکارگیری تکنیکهای خاص حذف شوند.
- روشهایی که باعث حذف پرتوهای پراکنده می شوند عبارتند از:
 1. استفاده از وسیله ای که تشعشعات زاویه دار را جذب می کند مثل گرید
 2. بکارگیری دیافراگم (کولیماتور) به طریقی که اندازه میدان تا حد امکان کاهش یابد.
 3. استفاده از وسایل فشارنده مانند کمپرسور که بدین طریق ضخامت بافت بیمار تا حد امکان کاهش یابد.
 4. افزایش فاصله بین بیمار و فیلم به جهت حذف پرتوهای زاویه دار و عدم برخورد آنها به فیلم (در مواردی که بزرگ نمایی تصویر مشکل تشخیصی ایجاد ننماید.
 5. استفاده از تکنیک تصویربرداری مناسب مثل کاهش کیلوولتاژ در حد ممکن

کنتراست تشعشع

- جذب افتراقی اشعه X در بدن باعث ایجاد کنتراست در تشعشع خروجی از بدن می شود که به آن کنتراست تشعشع گویند.
- کنتراست تفاوت بین دو پرتودهی، شدت تشعشع و یا نور را نشان می دهد و امکان تمایز و تشخیص دو بافت مجاور و حد فاصل آنها را ممکن می سازد.
- یکی از تعاریف کنتراست بر اساس نسبت شدت تشعشع خروجی از بافتهای مجاور می باشد و با رابطه لگاریتمی زیر نشان داده می شود:

$$Cr = Ln\left(\frac{I_1}{I_0}\right)$$

سوال

- به نظر شما چه عواملی در کنتراست تشعشع موثر است؟



مثال جهت محاسبه کنتراست

- اگر توموری به ضخامت ΔX و ضریب جذب μ روی بافتی به ضخامت x و ضریب جذب μ داشته باشیم کنتراست تومور را محاسبه کنید؟

- طبق معادله عمومی ضریب ضریب کاهش نمایی

$$I_1 = I_0 \exp(-\mu x) \quad \text{و} \quad I_2 = I_0 \exp(-\mu(x + \Delta x))$$

$$Cr = \ln\left(\frac{I_2}{I_1}\right) = -\mu \Delta x$$

- ✓ کنتراست منفی است یعنی اضافه شدن بافت تومور، باعث کاهش تشعشع خروجی می شود.
- ✓ کنتراست بستگی به ضریب جذب خطی (μ) مواد دارد.
- ✓ کنتراست در این شرایط فقط بستگی به ضخامت تومور دارد نه ضخامت بیمار یا بقیه بافت (بدون در نظر گرفتن پرتو پراکنده)

مثال جهت محاسبه کنتراست

$$Cr = Ln\left(\frac{I_2}{I_1}\right) = -\mu\Delta x$$

✓ جهت محاسبه کنتراست بعد از اضافه کردن مواد کنتراست زا با ضریب جذب μ_2 در داخل بافتی با ضریب جذب μ_1 رابطه زیر بدست می آید:

$$cr = -|\mu_2 - \mu_1|\Delta x$$

عوامل موثر در کنتراست تشعشع

ضخامت

ضریب جذب

پراکندگی

انرژی فوتون

عوامل موثر در کنتراست تشعشع

□ ضخامت

✓ هر چه اختلاف ضخامت دو بافت ایجاد کننده کنتراست بیشتر باشد، کنتراست بین آن دو بیشتر است.

□ ضریب جذب

✓ ضریب جذب خطی استخوان بیشتر از بافت نرم است. بنابراین نه تنها این عامل باعث ایجاد کنتراست بین استخوان و بافت نرم می شود. بلکه کنتراست جزئیات داخل استخوان بزرگتر و بهتر از کنتراست جزئیات داخل بافت نرم است.

□ پراکندگی

✓ پراکندگی به صورت تشعشع یکنواخت بر سرتاسر فیلم اثر می گذارد و کنتراست را کاهش می دهد (مثل روشن کردن لامپ وقتی پروژکتور اسلاید روشن است).

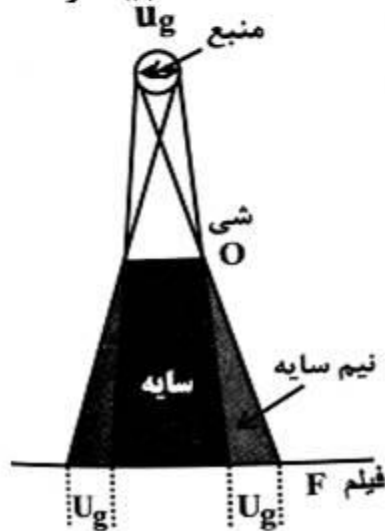
□ انرژی فوتون

✓ ضریب جذب خطی با افزایش انرژی کاهش می یابد. لذا هم کنتراست استخوان هم بافت نرم با افزایش انرژی کاهش می یابد. کنتراست بین استخوان و بافت نرم هم به دلیل کاهش اختلاف ضریب جذب بین آنها کاهش می یابد.

عوامل موثر در وضوح تصویر

1. نیم سایه

- اگر منبع تولید پرتو ایکس نقطه ای باشد تصویر بسیار واضح خواهد بود ولی اگر اندازه منبع بزرگ باشد باعث ایجاد نیم سایه در اطراف تصویر خواهد شد. این امر باعث حذف جزئیات و اجزای ریز در تصویر می شود و لبه های اجسام محو و نامشخص می شود.
- غالباً کوشش بر این است که اندازه منبع (اندازه نقطه کانونی) تا جایی که ممکن است کوچک شود. عوامل دیگر نیز در افزایش نیم سایه ها موثرند که فاصله بیمار تا منبع پرتو و همچنین فاصله بیمار تا فیلم از آن جمله هستند.



عوامل موثر در وضوح تصویر

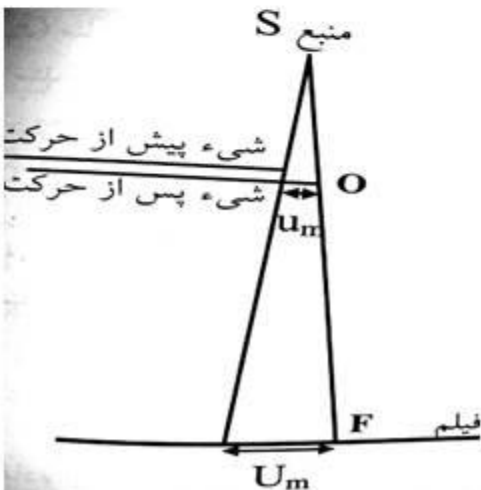
۲. محوی حرکت

- ❑ حرکت بیمار، فیلم یا لامپ اشعه X در حین تابش اشعه به بیمار باعث محوی جزئیات و لبه های تیز در تصویر می شود. این پدیده را عدم وضوح یا محوی حرکتی می گویند. نمونه این مورد را می توان در رادیوگرافی قفسه سینه مشاهده نمود.
- ❑ در هنگام رادیوگرافی سینه، بیمار باید نفس خود را حبس نماید. البته حرکت غیرارادی قلب هنگام پرتودهی یکی از دلایل محو شدن تصویر آن می باشد.
- ❑ عدم وضوح تصویر را می توان با کم کردن سرعت حرکت بیمار و کوتاه نمودن زمان تابش اشعه به بیمار کاهش داد. رابطه زیر بستگی حرکت بیمار و جابجایی تصویر را نشان می دهد.

$$\frac{U_m}{u_m} = \frac{OF}{OS} \quad \square$$

$$U_m \text{ جابجایی فیلم،} \quad \square$$

$$u_m \text{ جابجایی بیمار}$$



عوامل موثر در وضوح تصویر

۳. بزرگنمایی

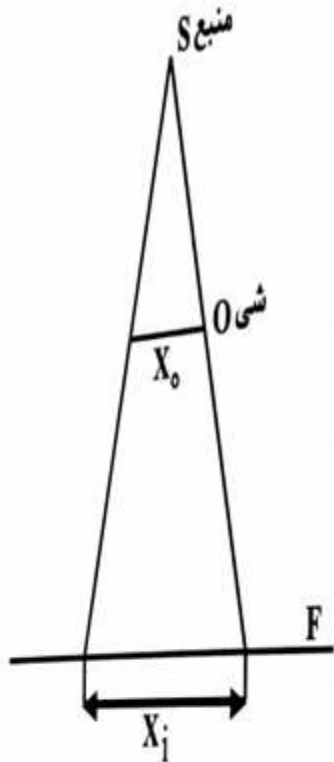
□ با عبور اشعه از ساختارهای آناتومیکی بدن و جذب افتراقی اشعه X ، تصاویر ثبت شده این ساختارها تا حدودی بزرگتر نمایان می شوند .

سوال:

□ به نظر شما میزان این بزرگی (فاکتور بزرگنمایی MF) به چه عواملی بستگی دارد؟



عوامل موثر در وضوح تصویر



شکل ۳۵-۴: اثر بزرگ‌نمایی

پاسخ

□ میزان این بزرگی (فاکتور بزرگنمایی MF) به دو عامل بستگی دارد

1. فاصله نقطه کانونی منبع از بیمار

2. فاصله نقطه کانونی از فیلم

$$MF = \frac{SF}{OS}$$

□ SF فاصله منبع از فیلم، OS فاصله منبع از بیمار

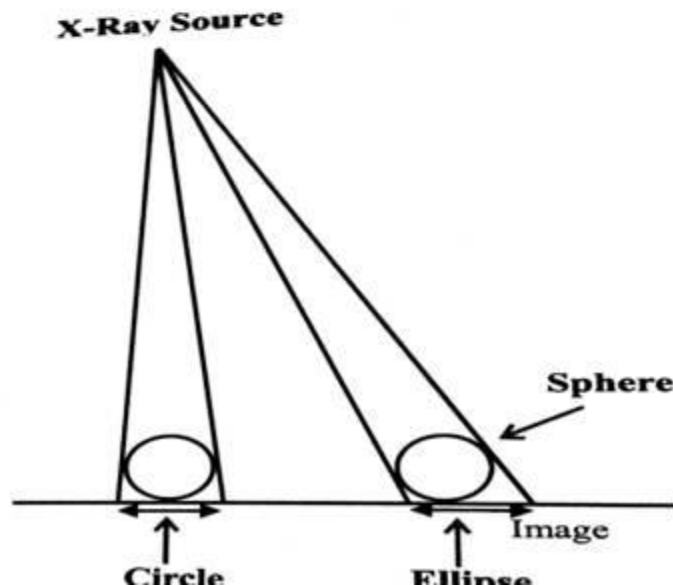
□ برای رفع این عیب باید حتی المقدور منبع اشعه را از بیمار دور و صفحه فیلم را به آن نزدیک نمود. اما همیشه و در هر حالتی رعایت این دو موضوع ممکن نیست. مثلاً برای رادیوگرافی قسمت‌های عمقی (مثل کلیه) نمی‌توان صفحه تصویر را بیش از حد معینی به ناحیه موردنظر نزدیک نمود. در اینجا باید با دور کردن منبع اشعه، منظور فوق را عملی نمود. در عین حال دور کردن منبع به دلیل اینکه شدت اشعه با عکس

عوامل موثر در وضوح تصویر

۴. تغییر شکل تصویر

□ پرتو خروجی از لامپ اشعه X واگرا است. لذا ممکن است به دلیل زاویه های متفاوت تابش و تغییر در بزرگنمایی در قسمتهای مختلف میدان تشعشع، تغییر شکل اجزای تشکیل دهنده تصویر رخ دهد.

□ جهت کاهش اثر تغییر شکل، فاصله شی (بیمار) تا فیلم را کم کرده و بافت مورد تصویربرداری باید تا حد ممکن در مرکز میدان قرار داده شود.



مقدار تشعشع رادیوگرافی و واحدهای آن

- جهت اندازه گیری مقدار تشعشع حاصل از پارامترهای تکنیکی (جریان لامپ، مدت زمان تابش، کیلوولتاژ) انتخاب شده، میزان اکسپوزر اشعه مدنظر قرار می گیرد. و چون اشعه X از جنس پرتوهای الکترومغناطیس است که اندازه گیری آن مستقیماً ممکن نیست، مقدار و یا تعداد فوتون های آن را با استفاده از میزان یونیزاسیونی که ایجاد می کند محاسبه می کنند.
- مقدار بار حاصل از تشعشع یونیزاسیون در واحد جرم هوا را اکسپوزر گویند که بر حسب کولن بر کیلوگرم بیان می شود. واحد قدیمی اکسپوزر رونتگن است. یک رونتگن مقدار اشعه ایکس یا گامایی است که می تواند 2.58×10^4 کولن بار در کیلوگرم هوا ایجاد کند.
- برای تشعشع در یک زمان محدود مثل رادیوگرافی اطلاعات ثبت شده روی فیلم بستگی به اکسپوزر رسیده به فیلم دارد.

ماشینهای اشعه X



• دستگاههای اشعه X به دسته های زیر تقسیم می شوند:

۱. اشعه X تصویر ثابت تشخیصی (رادیوگرافی)

- ✓ بررسی و معاینه استخوان ها و اعضای داخلی ساختارهای بافتی
- ✓ طول موجهای این دستگاهها ۱ تا ۰/۰۱ آنگستروم است.
- ✓ سطح انرژی برای مشاهده بافتهای مختلف قابل تغییر است.
- ✓ در این روش استخوانهای شکسته و تومورها قابل آشکارسازی است

۲. اشعه X تصویر پیوسته تشخیصی (فلوروسکوپی)

- ✓ به منظور مطالعه حرکت اعضا و تومورها و انسدادها
- ✓ مواد مشخص کننده (مواد حاجب) حفره های پیکری را پر کرده و شکل آناتومیکی آنها را نشان می دهند.
- ✓ طول موجها معمولا شبیه به حالت تصویر ثابت است اما سطوح انرژی به دلیل زمانهای قرار گرفتن طولانی به طور قابل ملاحظه ای کمتر است.

ماشینهای اشعه X



۳. اشعه X تصویر متحرک تشخیصی (آنژیوگرافی)

- ✓ بررسی و مطالعه سیستم گردش خون در حین کارکرد این سیستم
- ✓ مایعات مشخص کننده ای (ماده حاجب) داخل خون در گردش از قلب (آنژیوگرافی قلبی)، کلیه (آنژیوگرافی کلیه) و یا مغز (آنژیوگرافی مغز) تزریق می شوند.
- ✓ سپس هر ۵ ثانیه یا زودتر عکسهای تصویر ثابت اشعه X گرفته می شود و روی یک ماشین دوباره نشان داده می شود.
- ✓ این عمل تاثیر عملکرد دینامیکی گردش خون را از طریق عروق خونی نشان می دهد و بنابراین انسدادها می توانند دیده شوند.

ماشینهای اشعه X

۴. اشعه X درمانی

- ✓ اساس اشعه X درمانی شبیه اشعه X تشخیصی است به جز اینکه هدف درمان کردن وریشه کن کردن و تخریب بافتهای سرطانی و تومورها است.
- ✓ از آنجایی که برخی بافتهای سالم نیز در معرض اشعه قرار می گیرند. امید است که این بافتها بازسازی شوند درحالیکه بافتهای غیرسالم بازسازی نخواهند شد.
- ✓ میزان نفوذ و انرژی اشعه X باید به دقت انتخاب شود.



دستگاه رادیوگرافی



لامپ اشعه X



- در جلسات گذشته در رابطه با این لامپ به صورت کامل بحث شده است.
- مساله مهمی که در مورد تیوب مطرح است عمر تیوب است. در واقع نمی توان تعریف دقیقی از عمر تیوب بدون در نظر گرفتن شرایط ثابت ارائه کرد
- بر اساس استاندارد بین المللی IEC-613
- اگر t زمان هر بار تابش اشعه باشد، تیوب باید بتواند حداقل $n=1000/t$ بار تابش انجام دهد.
- مثلا اگر هر بار تابش $0/1$ ثانیه طول بکشد، تیوب باید بتواند حداقل 10000 بار تابش انجام دهد.

ستون نگهدارنده تیوب

سوال

- به نظر شما در طراحی ستون نگهدارنده لامپ اشعه X چه مواردی باید مدنظر قرار گیرد؟



ستون نگهدارنده تیوب



- ستون نگهدارنده تیوب علاوه بر نگهداری تیوب در وضعیت مناسب و مطمئن، امکان چرخش و حرکت تیوب در زوایای مختلف را فراهم می کند.
- ستون باید قابلیت حرکت دادن نرم و بدون لرزش تیوب در جهات بالا، پایین، چپ و راست، عقب، جلو و همچنین چرخش تیوب از حالت عمودی به افقی در هر دو جهت را داشته باشد.
- این حرکتها باید از طریق قفلهای الکترومکانیکی یا مکانیکی قابل کنترل باشد، یعنی بعد از قرار گرفتن تیوب در وضعیت مطلوب، اپراتور بتواند با قفل کردن آن وضعیت تیوب را ثابت نگه دارد.

ستون نگهدارنده تیوب

• ستون نگهدارنده تیوب به سه دسته تقسیم می شوند:

1. ستون های سقفی (تلسکوپی)

2. ستون های زمینی

3. ستون های زمینی-سقفی

ستونهای سقفی

توسط چهارچوبهایی به سقف بسته شده اند. این چهارچوبها به صورت ریل درون هم حرکت کرده و امکان حرکت تیوب در جهات مختلف را فراهم می کند.



ستون نگهدارنده تیوب

ستونهای زمینی

این ستونها فقط به کف زمین اتکا دارند و روی یک ریل حرکت می کنند. در یک نوع از این ستونها ریل بر روی زمین نصب شده و ستون روی آن حرکت می کند. در نوع دیگر ریل به تخت وصل شده و کل مجموعه تخت و ستون یکپارچه است.

ستونهای زمینی - سقفی

در این نوع ستون یک ریل روی زمین و یک ریل روی سقف نصب گردیده و ستون روی این دو ریل حرکت می کند.



کولیماتور

- وسیله ای برای محدود کردن اشعه X است که به خروجی تیوب اشعه X در محفظه تیوب وصل شده تا اندازه و شکل و شعاع اشعه X را تنظیم کند.



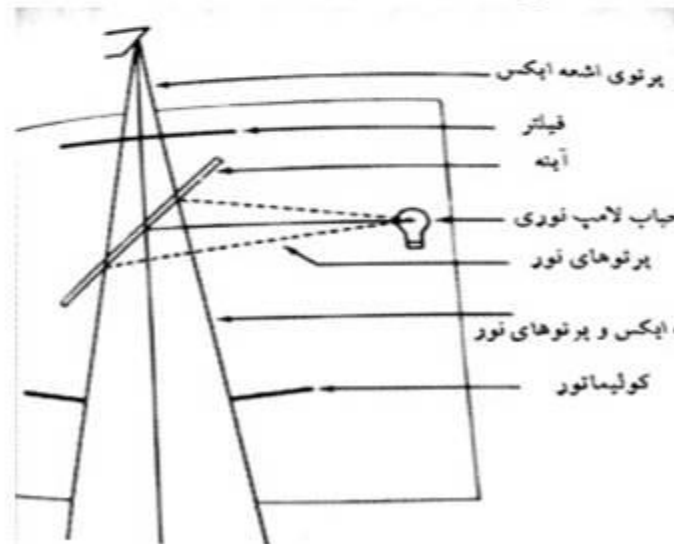
کولیماتور

- کالیماتور شامل دریچه ای است که می تواند به کمک دست یا یک موتور باز و بسته شود و محدوده ی تابش اشعه X را تغییر دهد.
- هر دریچه شامل چهار صفحه سربی است که این صفحات به صورت زوج های مستقل عمل می کنند.
- حرکات این صفحات می تواند دستی و یا توسط یک موتور انجام شود.



کولیماتور

- میدان اشعه X توسط شعاع نور یک چراغ روی بدن بیمار مشخص می شود.
- این شعاع نوری، به وسیله ی آینه ای که با زاویه ۴۵ درجه در سر راه اشعه گذاشته شده است، منحرف می شود.
- فاصله چراغ تا آینه باید برابر فاصله منبع اشعه تا آینه باشد.
- این لامپ معمولا از نوع dc و با توان ۱۰۰ تا ۱۵۰ وات است.



۱-۴: ساختمان داخلی کولیماتور اشعه ایکس



ژنراتور ولتاژ بالا

- یکی از قسمت‌های مهم و اصلی در یک دستگاه رادیولوژی مجموعه ژنراتورولتاژبالا است که وظیفه ایجاد ولتاژ بالای لازم برای تولید اشعه X در تیوب را به عهده دارد.
- ورودی این مجموعه برق شهر با ولتاژ ۲۲۰ ولت به صورت تک فاز و یا سه فاز است که در مدت زمان کوتاهی که می‌خواهیم تابش انجام گیرد به ورودی ژنراتور ولتاژ بالا اعمال می‌شود.
- خروجی این مجموعه نیز ولتاژ چند برابر شده تا حداکثر ۱۵۰ کیلوولت در همان مدت زمان است.
- مجموعه ژنراتور ولتاژ بالا شامل یک جعبه فلزی متصل شده به زمین و پر از روغن مخصوص است که داخل آن یک ترانسفورماتور ولتاژ کم برای تغذیه فیلمان تنگستن کاتد و یک ترانسفورماتور ولتاژ بالا، یک مجموعه دیودهای یکسوکننده ولتاژ بالا و تعدادی کنتاکتور قرار دارد.



ژنراتور ولتاژ بالا

- اختلاف پتانسیل ترانسفورماتور ولتاژ بالا گاه به ۱۵۰ کیلوولت نیز می رسد و بنابراین ترانسفورماتورها را درون روغن مخصوصی که از بروز جرقه الکتریکی بین قسمت‌های مختلف جلوگیری میکند، غوطه ور می کنند.
- وظیفه اصلی ترانسفورماتور ولتاژ بالا تبدیل ولتاژ برق شهر تک فاز و یا سه فاز به ولتاژ بالای مورد نیاز تیوب است.
- ترانسفورماتور ولتاژ بالا در سیم پیچ ثانویه تعداد دورهای بسیار بیشتری نسبت به سیم پیچ اولیه دارد و ولتاژ را به نسبت ۶۰۰ برابر زیاد می کند.
- تعداد دور سیم پیچ ثانویه بسیار زیاد است و با توجه به جریان کمی که از آنها می گذرد (حداکثر یک آمپر) برای جلوگیری از حجم سیم پیچی، از یک سیم ظریف در آن استفاده می شود.



ژنراتور ولتاژ بالا

- نسبت دور سیم پیچ در یک ترانسفورماتور ولتاژ بالا ثابت است و برای بدست آوردن کیلوولتهای مختلف ولتاژ اولیه را تغییر می دهند.
- می توان از یک ترانسفورماتور با سرهای مختلف که هر سر آن دارای ولتاژ خاصی است، استفاده کرد و به کمک یک سلکتور یکی از سرهای مختلف را به اولیه ترانسفورماتور ولتاژ بالا وصل کرد.
- ژنراتورهای ولتاژ بالای که از ترانسفورماتور سه فاز استفاده می کنند، ولتاژ نسبتاً ثابتی را در دو سر تیوب اشعه X ایجاد می کنند. این ترانسفورماتورها سه سیم پیچ اولیه و سه سیم پیچ ثانویه دارند.



ژنراتور ولتاژ بالا

- ❑ ولتاژ خروجی ترانسفورماتور ولتاژ بالا دارای یک سیکل مثبت و یک سیکل منفی است و باید یکسو شود. این کار به وسیله ی یکسو کننده های دیودی ولتاژ بالا که درون مجموعه ژنراتور تعبیه شده، صورت می گیرد.
- ❑ یکسو کننده های ولتاژ بالا می توانند از انواع تیوب های خلا یا از نوع نیمه هادی باشند.
- ❑ یکسو کننده های نیمه هادی معمولاً از جنس سیلیکن ساخته می شوند که در واقع از به هم پیوستن تعداد زیادی دیود ولتاژ پایین ساخته می شوند تا بتوانند ولتاژ بالا را تحمل کنند.
- ❑ ویژگی مهم دیگری که هر یک از دیودهای ولتاژ پایین دارند، افت ولتاژ بسیار کم دو سر دیود، در حالت دیود مستقیم است.

کابل های ولتاژ بالا

- وظیفه این کابلها رساندن ولتاژ بالای ایجاد شده در ترانسفورماتور به دو سر تیوب است.
- کابلی که به آند تیوب وصل می شود فقط به یک رشته سیم برای انتقال ولتاژ بالا نیاز دارد.
- اما کابل متصل شده به کاتد باید علاوه بر رشته سیم حامل ولتاژ بالا، دو رشته سیم برای تغذیه دو فیلمان فوکوس بزرگ و کوچک داشته باشد.



فیلم رادیوگرافی



- تصویر اشعه X در واقع تصویر سایه های مختلف بدن است که روی فیلم می افتد.
- در ساختمان یک فیلم، دو لایه امولسیون در دو طرف آن به کار رفته است. کلیه ی تغییراتی که منجر به تشکیل تصویر مرئی می شود منحصر در این لایه ها صورت می گیرد. لایه های امولسیون رایج از کریستال های برمید نقره تشکیل شده است.
- توزیع این کریستال ها در این لایه ها باید کاملا یکنواخت باشد.

سوال:

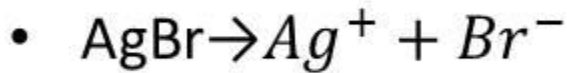
به نظر شما دلیل توزیع یکنواخت کریستال های برمید نقره در فیلم رادیوگرافی چیست؟



فیلم رادیوگرافی

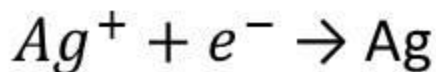
عمل ظهور و ثبوت

- زمانی که یک فیلم پرتونگاری مورد تابش قرار می گیرد انرژی تشعشع با کریستالهای موجود در فیلم برخورد می کند، تغییراتی در کریستالهای برمیدنقره صورت می گیرد. در این مرحله تصویر رادیوگرافی قابل رویت نیست و باید یکسری فرآیندهای شیمیایی موسوم به ظهور و ثبوت روی فیلم انجام داد. پس از برخورد اشعه X و یا نور مرئی با فیلم، کریستالهای برمیدنقره تحت تاثیر انرژی تشعشع یونیزه شده و به صورت زیر در می آید:



ظهور: توسط ماده ظاهرکننده یون های Ag^+ احیا شده و به صورت دانه های ریز

سیاه رنگ نقره فلزی در می آیند و به این ترتیب تصویر قابل رویت می گردد



فیلم رادیوگرافی

عمل ظهور و ثبوت

از طرف دیگر تبدیل هر یون نقره به اتم نقره همراه با آزاد شدن یک یون برم (Br^-) خواهد بود. به تدریج که محلول ظاهرکننده مورد استفاده قرار می گیرد، غلظت برم در آن افزایش می یابد و به همین دلیل بعد از مدتی باید محلول را تعویض نمود.

ثبوت: در این مرحله برمیدهای نقره متاثر نشده از انرژی تشعشع، به وسیله محلول ثابت کننده حل می شوند و بدین طریق از فیلم حذف می گردند.

فیلم رادیوگرافی

- مراحل فرآیند فوتوگرافیک



فیلم رادیوگرافی



□ بعد از مراحل ظهور و ثبوت و شستشوی فیلم که در تاریکخانه صورت می گیرد ، فیلم رادیوگرافی به صورت یک فیلم منفی ظاهر می گردد، یعنی نقاطی از فیلم که مورد تابش پرتوهای X قرار گرفته اند به رنگ سیاه (رنگ نقره فلزی) و سایر نقاط که اشعه دریافت نکرده اند به رنگ روشن جلوه می نمایند.

□ اگر اشعه X به بافتی مثل استخوان با عدد اتمی بالا برخورد کند میزان زیادی از آن جذب بافت می شود و میزان کمتری از بدن عبور می کند و به فیلم رادیوگرافی می رسد. در نتیجه فیلم در آن قسمتها کمتر متاثر می شود و بعد از ظهور و ثبوت در آن قسمتها به رنگ روشن دیده می شود (دانسیتیه اپتیکی پایین)

□ اگر اشعه X به بافتی با عدد اتمی کوچک مثل ریه برخورد کند میزان کمی از آن جذب بافت شده و میزان بیشتری از بدن عبور می کند و به فیلم می رسد و بعد از ظهور و ثبوت به رنگ سیاه دیده می شود (دانسیتیه اپتیکی بالا)

□ در نتیجه تمایز و یا کنتراست بین استخوان و ریه دیده می شود.

فیلم رادیوگرافی

دانسیته اپتیکی فیلم

هرگاه یک فیلم پرتونگاری را پس از تابش، ظاهر و ثابت نماییم و در مقابل منبع نوریکنواخت مثل نگاتوسکوپ قرار داده و مطالعه کنیم، نواحی اشعه دیده سیاه رنگ و قسمت‌های اشعه نخورده روشن دیده خواهند شد.

اگر روشنایی یک منبع نوری نگاتوسکوپ I_i و شدت نور خروجی از فیلم I_t باشد دانسیته فیلم عبارتند از:

$$D = \log_{10} \frac{I_i}{I_t}$$

دانسیته فیلم رادیوگرافی تقریباً از ۰ تا ۴ می باشد که به ترتیب نشان دهنده ی نقاط روشن و سیاه هستند. دانسیته ۴ بدین معنی است که فقط یک ده هزارم فوتون های نور قادر به عبور از فیلم هستند.

فیلم رادیوگرافی

عوامل موثر در دانسیته یک کلیشه



فیلم رادیوگرافی

حساسیت فیلم

- حساسیت یک فیلم رادیوگرافی به معنی کمترین میزان تشعشع اشعه X است که میتواند دانسیته مشخصی را ایجاد نماید.
- فیلم هایی با حساسیت بالا با تشعشع کمتری دانسیته مناسب را روی فیلم ایجاد می کنند. این فیلم ها از ذرات برمید نقره درشت تری در امولوسیون فیلم برخوردارند، لذا با نور کمتری تحت تاثیر قرار گرفته و لکه های سیاهی روی آنها ایجاد می شود. این خصوصیت کمک می کند تا امکان تصویربرداری از بیمار با دوز اشعه کمتری فراهم شود.
- عیب این فیلم ها محدودیت قدرت تفکیک یا رزولوشن و کاهش دقت در نمایش جزئیات و ذرات ریز است.

فیلم رادیوگرافی



صفحات تقویت کننده

- صفحه تقویت کننده وسیله ای است که انرژی پرتو X را به نور مرئی تبدیل می کند. سپس نور مرئی تولید شده با امولسیون حساس فیلم رادیوگرافی برخورد نموده و تصویر را می سازد.
- در رادیوگرافی معمولی تنها کمتر از ۱ درصد از فوتونهایی که از بدن بیمار میگذرند به فیلم برخورد کرده و در تشکیل تصویر شرکت می کنند. در حالی که عمده تصویر از نور صفحات تقویت کننده حاصل می شوند.
- در هر برخورد اشعه به صفحه تقویت کننده، تعداد زیادی فوتون نوری ایجاد می شود که با زاویه ای محدود به فیلم می رسند. این صفحات به صورت تقویت کننده پرتوهایی که از بدن بیمار خارج می شوند، عمل می کنند. و برای تقلیل مقدار اشعه X و رعایت حفاظت بیمار در پرتونگاری کاربرد فراوانی دارد.

فیلم رادیوگرافی

صفحات تقویت کننده

- صفحات تقویت کننده بر اساس خاصیت فلوروسانس ماده کار می کنند و روی آنها لایه حساسی از امولسیون بلورهای مواد معدنی کشیده شده است.
- فیلم را بین دو صفحه تقویت کننده در کاست قرار می دهند. با تابش اشعه X، از این صفحات پرتوهای فلوروسانسی گسیل می شود که عامل اصلی تاثیرگذار بر روی فیلم رادیوگرافی می باشند.
- انواع مختلفی از بلورهای معدنی ممکن است در ساخت این صفحات مورد استفاده قرار گیرند که معمول ترین آنها تنگستات کلسیم می باشد. برای صفحاتی با حساسیت بالا ترکیبی از فلزات نادر خاکی استفاده می شود. همانند فیلم رادیوگرافی صفحات مختلف با حساسیتهای متفاوت وجود دارند.

فیلم رادیوگرافی

صفحات تقویت کننده

□ از آنجائی که انرژی فوتونهای فلئورسانس در حد یکی از مناطق آبی، نیلی، بنفش، فرابنفش و سبز طیف امواج الکترومغناطیس است، حساسیت امولسیون فیلم نیز باید مربوط به این گستره باشد.

□ برای نمایش چگونگی تبدیل اشعه X به پرتوهای نورمرئی در این صفحات و موثر بودن این تبدیل، فاکتور تقویت با نسبت زیر تعریف می شود:

$$I.F = \frac{\text{پرتو دهی لازم بدون صفحات}}{\text{پرتو دهی لازم با صفحات}} \text{فاکتور تقویت}$$

□ فاکتور تقویت می تواند نسبتی برای نمایش کاهش دوز بیمار ناشی از بکارگیری این صفحات باشد. اگرچه صفحات تقویت کننده دور بیمار را تا ۵۰ برابر کاهش میدهند عیب عمده آنها این است که وضوح تصویر را کم می کنند، جزئیات و لبه های تیز

فیلم رادیوگرافی

کاست رادیوگرافی

□ جعبه ای است شامل لایه های غیرقابل نفوذ به نور مرئی، که صفحات تقویت کننده و فیلم رادیولوژی را به صورت فشرده در خود جای می دهد. سطح داخلی کاست توسط صفحات تقویت کننده پوشانده شده است.

□ صفحه بالایی کاست که در معرض تابش اشعه است، نسبت به اشعه X شفاف بوده و از جنس یک ماده سبک یا پلاستیک است.

□ صفحه پشتی کاست از جنس فلزی با عدد اتمی بالا است تا تشعشعات جذب نشده در صفحات تقویت کننده یا فیلم را جذب کند و اجازه پراکندگی و برگشت آنها را به فیلم ندهد.

□ فیلم ها و کاست ها در اندازه های مختلفی می باشند و مرسوم ترین آنها: 35×43 ، 35×35 و 40×30 ، 24×30 و 24×18 سانتی متر است

دستگاه پروسسور رادیولوژی



- پروسسور دستگاهی است که در قسمت رادیولوژی جهت ظهور فیلم رادیولوژی بکار می رود.
- برای ظهور فیلم رادیولوژی کافی است که در تاریکخانه فیلم را از کاست خارج کرده و وارد محلول ثبوت کنیم.
- بعد از گذشت زمان معینی آن را از محلول ثبوت نیز خارج کرده و وارد مخزن حاوی آب کنیم و بعد از آب کشیدن فیلم را خشک کنیم.
- اجزای تشکیل دهنده دستگاه پروسسور غلطکها، پمپها، سوئیچ سطح مایع، هیتر و برد کنترل الکترونیکی است.

دستگاه پروسسور رادیولوژی



نحوه کار

- موتور غلطکها را وادار به چرخش می کند و سپس با حرکت غلطکها فیلم وارد مخازن مختلف ظهور و ثبوت و آب شده و خارج می گردد و در نهایت از قسمت خشک کن رد شده و خارج می شود.
- میزان داروی ظهور و ثبوت و آب توسط سوئیچ کنترل سطح تنظیم می گردد و در صورت پایین آمدن سطح مایعات، پمپ مربوطه روشن شده و سطح مورد نیاز را تامین می کند.
- این دستگاه از منبع و دو پمپ کوچکتر برای چرخش مایعات ظهور و ثبوت تشکیل شده است.

دستگاه پروسسور رادیولوژی



نحوه کار

- المنت در مسیر چرخش مایعات قرار گرفته و موجب رسیدن دمای مایع به حد نرمالی در حدود ۲۸ تا ۳۸ درجه سانتی گراد و قابل تنظیم توسط اپراتور می رسد.
- خشک کن بدین صورت عمل می کند که با دمیدن بر روی هیتر موجب ایجاد هوای گرم می شود و با عبور فیلم از روبروی آن و دمیده شدن هوای گرم روی آن موجب خشک شدن فیلم می گردد.

روشهای رادیولوژی بدون فیلم

- در این روشها سیستم دیجیتال و مونیتور نمایش جایگزین فیلم و اسکرین می شود. هدف از رادیولوژی دیجیتال، نمایش اطلاعات تصاویر اشعه X به صورت عدد می باشد.
- بر این اساس فضای تصاویر آنالوگ که اطلاعات در آنها به صورت پیوسته در ذرات هالوئید نقره ثبت می شود به تعدادی سلولهای تصویر مجزا به نام پیکسل تقسیم شده و مجموع تعداد فوتونهایی که به هر سلول برخورد می کند به عنوان میانگین اطلاعات ضرایب جذب بافتهای مسیر این فوتونها آشکار شده و ثبت می گردد. بنابراین یک تصویر عبارت است از یک ماتریس دو بعدی از پیکسل ها و هر پیکسل واجد یک عدد یا روشنایی است که نشانگر میانگین فوتونهای وارد شده به آن است.
- جهت بدست آوردن یک تصویر دیجیتال یک سیستم آشکارساز لازم است تا بتواند فوتون های اشعه X را با کارایی بالا ثبت کند و به علاوه توان فراهم کردن اطلاعات فضایی مربوط به توزیع تشعشع را نیز داشته باشد.

روشهای رادیولوژی بدون فیلم

- بعد از کسب اطلاعات تصویر و دیجیتایز کردن آن باید دو عمل دیگر هم که در فیلم صورت می گیرد در این نوع تصویربرداری انجام شود.

1. تشکیل تصویر قابل رویت

2. ذخیره اطلاعات برای مراجعات آینده

مزایا

در این روش امکان انجام موارد دیگر از قبیل پردازش، انتقال اطلاعات، بازیابی سریع و ثبت و فشرده سازی تصاویر مهیا است.

تخت رادیولوژی

- یکی دیگر از قسمتهای دستگاه رادیولوژی تخت آن است که باید دارای امکانات و ویژگی های خاصی باشد. این نوع از تختها را به دو دسته تقسیم می کنند:
 1. تخت ساده با رویه شناور
 2. تخت رادیولوژی-فلوروسکوپی یا تخت R/F



تخت رادیولوژی



تخت ساده با رویه شناور

- این تخت در واقع یک میز ساده است که رویه آن قابل حرکت است.
- نحوه حرکت این رویه بدین صورت است که در حالت عادی رویه تخت توسط قفل‌های الکترومکانیکی در جای خود ثابت قرار می‌گیرد. با فشردن نکه داشتن یک کلید توسط اپراتور قفل‌های الکترومکانیکی رها شده و اپراتور می‌تواند رویه تخت را در جهت جلو و عقب و یا چپ و راست حرکت داده تا در محل مورد نظر قرار گیرد.
- سپس با رها کردن کلید قفل‌ها دوباره عمل کرده و رویه تخت را در جای مورد نظر ثابت نگه می‌دارند.

تخت رادیولوژی

تخت R/F

- این گونه تختها هم امکان انجام رادیوگرافی و هم فلوروسکوپی را فراهم می کنند. این نوع تختها طوری ساخته شده اند که به راحتی قادر به ایفای هر دو نقش می باشند.
- هنگامی که تخت جهت انجام رادیوگرافی مورد استفاده قرار می گیرد، تیوبهای دیگری که بر روی ستون نگه دارنده قرار می گیرد از بالا تخت را پوشش می دهد و کار رادیوگرافی توسط تیوب انجام می شود.
- در برخی از انواع تختها رادیوگرافی و فلوروسکوپی توسط یک تیوب انجام میشود.



تخت و ستون رادیولوژی



مدارات کنترلی دستگاه



- سه پارامتر اصلی که در دستگاه عکسبرداری اشعه X باید قابل انتخاب، اندازه گیری و کنترل باشند، عبارتند از:

1. ولتاژ تیوب
2. جریان تیوب
3. زمان تابش یا اکسپوز

این سه پارامتر روی کیفیت تصویر اثر مستقیم دارند

در دستگاههای قدیمی این پارامترها به روش بسیار ساده و غیردقیق کنترل و اندازه گیری می شدند. اما با پیشرفت علم الکترونیک و ساخته شدن ابزار الکترونیکی جدید، بخصوص بعد از ساخته شدن ریزپردازنده ها، عمل کنترل پارامترها با روش دقیق تر و در حجم کمتر صورت گرفته است و امکان انتخاب بیشتری در اختیار اپراتور قرار داده است.

مدارات کنترلی دستگاه



- حدوداً بعد از سال ۱۹۳۰ پیشرفتهای اساسی در زمینه دستگاههای تصویربرداری اشعه X، در زمینه ابداع و ساختن مدارات کنترلی الکترونیکی دقیق تر و حساس تر و در ابعاد کوچکتر صورت گرفته و در اصول فیزیکی تصویربرداری اشعه X پیشرفت مهمی ایجاد نشده است.
- وظیفه مدارات کنترلی دستگاههای عکسبرداری اشعه X علاوه بر بوجود آوردن امکان انتخاب و کنترل دقیق سه پارامتر اصلی، حفاظت از قسمتهای حساس دستگاه و یا افزایش بار دستگاه به میزان فراتر از حد مجاز و همینطور حفظ ایمنی الکتریکی اپراتور و بیمار است.

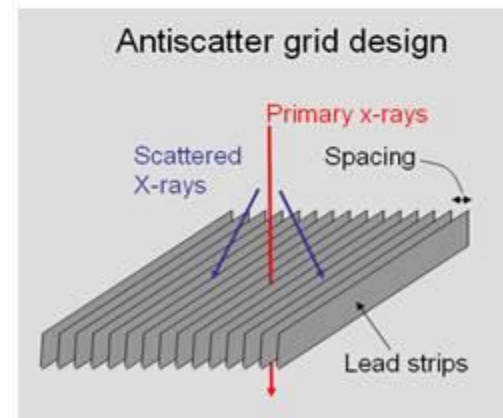
میز فرمان اپراتور

- بخشی از سیستم رادیولوژی است که در اتاق کنترل قرار گرفته و با اپراتور در ارتباط است و ابزار کنترلی و نمایشی و انتخاب هایی را در اختیار اپراتور قرار می دهد.



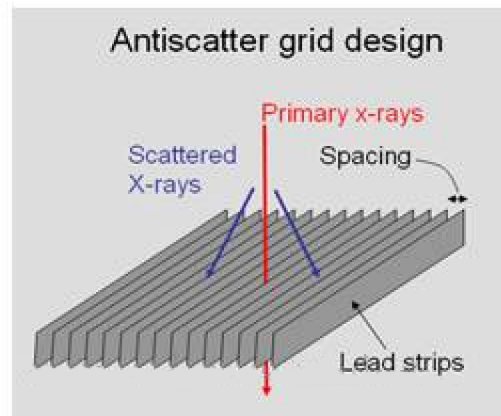
گرید (شبكة) ضد پراکندگی

- پرتوهای پراکنده ایجاد شده در بافت باید قبل از رسیدن به سیستم تشکیل دهنده تصویر (فیلم یا صفحه فلوروسکوپی)، حذف شوند.
- گرید وسیله ای است که به منظور رفع اثرات پراکندگی در رادیوگرافی تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرد. گرید بین بیمار و کاست رادیوگرافی قرار داده می شود.
- در گرید از یک ترکیب هندسی برای کاهش مقدار پراکندگی که به آشکارساز می رسد، استفاده می شود.



گرید (شبکه) ضد پراکندگی

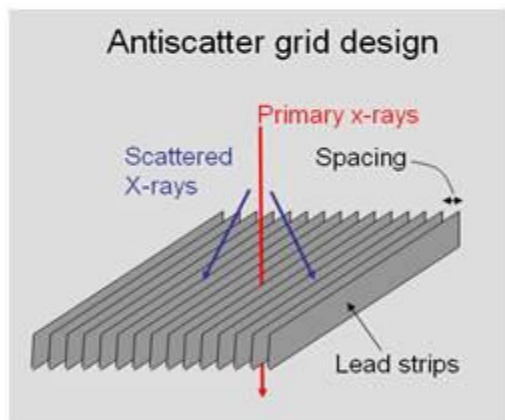
- منبع تابش اصلی به آشکارساز، لکه کانونی اشعه X است، در حالیکه تابش پراکنده شده ای که به آشکارساز می رسد از تعداد بی شماری از محل های مختلف درون بدن بیمار سرچشمه می گیرد.
- گرید مجموعه ای از تیغه های فلزی از هم جدا است، چون شکافهای گرید با منبع تابش اصلی در یک راستا می باشند، اشعه X اصلی شانس بیشتری برای عبور از این تیغه ها دارند، در حالیکه پرتوهای پراکنده که عمدتاً مورب هستند حذف می شوند.
- این تیغه ها معمولاً از جنس سرب هستند در حالیکه ماده واسط (فواصل) بین تیغه ها می توانند از جنس فیبر، کربن، آلومینیوم یا حتی فضای خالی باشند.



گرید (شبكة) ضد پراکندگی

- وسیله که در سال ۱۹۱۳ توسط دکتر بوکی اختراع شد و به شبکه بوکی معروف است، نوعی دیگر از این گریدها می باشد.

- این گرید در طول تابش یک حرکت عرضی در جهت مخالف راستای تیغه ها انجام می دهد تا سایه تیغه ها روی فیلم محو شود و لذا دیده نشوند.



- سه خصوصیت مهم این شبکه

1. ضخامت تیغه شبکه (T)

2. ضخامت ماده بین تیغه ها (D)

3. ارتفاع تیغه شبکه (h)

بنابه تعریف نسبت شبکه از فرمول زیر بدست می آید:

$$\text{نسبت} = \frac{h}{D}$$

سوال

- دستگاه رادیولوژی پرتابل چیست و چه ویژگی هایی باید داشته باشد؟





دستگاه رادیولوژی پرتابل

- در بعضی موارد به علت وخامت حال بیمار یا تحت کنترل بودن او توسط دستگاههای پزشکی مختلف، انتقال بیمار به بخش رادیولوژی ممکن نیست. لذا باید نوعی دستگاه رادیولوژی ساخته شود که متحرک بوده و بتوان آن را به بالین بیمار منتقل کرد.
- اولین مشکل در ساخت دستگاههای رادیولوژی متحرک، تامین توان مورد نیاز آنها است.
- این دستگاه باید توان مصرفی خود را از پریزهای معمولی برق که در بخش های مختلف بیمارستان وجود دارد و معمولا حداکثر جریان آمپر را می توانند تحمل کنند، تامین کنند. در حالی که برای گرفتن بیشتر عکسها جریانی بیشتر از این مقدار مورد نیاز است.
- بنابراین برای ساخت این سیستم ها نیاز به وسیله ای برای ذخیره سازی انرژی وجود دارد تا در زمانی که نیاز به تابش نیست، انرژی برق شهر را در خود ذخیره کرده و در موقع تابش این انرژی را به دستگاه تحویل دهد.



دستگاه رادیولوژی پرتابل

□ این وسیله صرفنظر از سایر ویژگی هایی که لازم است داشته باشد، باید از لحاظ وزن و حجم در حد قابل قبولی باشد.

□ در سیستم های متحرک متداول از سه روش برای تامین توان استفاده می شود

1. باتری قابل شارژ

2. خازن ولتاژ بالا

3. خازن ولتاژ پایین

دستگاههای رادیولوژی متحرک نسبت به دستگاههای رادیولوژی ثابت دارای kv و ma کمتری هستند.

معمولا در این دستگاهها جریان تیوب و زمان تابش بصورت دو پارامتر جدا از هم قابل انتخاب نیستند بلکه حاصلضرب آنها بصورت mas انتخاب و کنترل می شود.

فلوروسکوپي (پرتو بيني)



- اگر پرتونگار بخواهد تصوير حاصل از عبور پرتو X از بدن يك بيمار را به منظور مطالعه مستقيم حركت اعضا و يا عمل بلع و غيره مشاهده كند از فلوروسكوپي استفاده مي‌كند.
- فيلم براي ثبت هميشگي تصوير بكار مي رود. و صفحه هاي فلورسانت به ما اجازه مي دهد كه تصوير را در هنگام تابش و يا به صورت زنده ببينيم. براي نمونه اگر راديولوژیست بخواهد حركت بلع بيمار را ببيند، مي تواند دستگاه را براي ديدن يك نقطه حركت دهد.
- اين دستگاه پرتوهاي عبوري از بدن بيمار را به شكل زنده آشكارسازي مي كند.

فلوروسکوپی (پرتوبینی)



- در فلوروسکوپی پرتوهای X بیرون آمده از بدن بیمار به یک صفحه فلورسانت برخورد میکنند و تصویر بوجود می آید.
- پزشک از پشت یک شیشه سربی که نور مرئی را عبور داده و مانع از عبور اشعه X می شود به تصویر بدن بیمار به گونه ای مستقیم نگاه میکند. در این حالت هر حرکتی در بدن بیمار دیده می شود.
- در فلوروسکوپی دستهای رادیولوژیست با دستکشهای محافظ پوشیده شده و بدن او هم با صفحه های سربی و روپوش سربی از تابش کمابیش حفظ می شود.
- در روشهای قدیمی فلوروسکوپی میزان زیادی از اشعه به بدن بیمار تابیده می شد. ولی امروزه با بکارگیری صفحه های تقویت کننده ویژه ای دوز بیمار کاهش داده می

فلوروسکوپي (پرتوبيني)



- یک فلوروسکوپ متشکل از یک مولد اشعه ایکس با جریان مولد بین ۱ تا ۵ میلی آمپر (و حتی کمتر) است که پرتوهای آن توسط نوعی گیرنده بنام دستگاه تقویت تصویر دریافت و تقویت می شود. این دستگاه پرتوهای ایکس عبوری از درون بدن بیمار را بصورت زنده آشکارسازی می کند و سپس سیگنال های دریافت شده توسط یک سیستم تلویزیونی مدار بسته مشاهده و ضبط می گردند.
- در فلوروسکوپهای قدیمی رادیولوژیست تصویر فلورسانس تولید شده را در روی یک صفحه در طرف مقابل لامپ اشعه ایکس مستقیماً مشاهده می نمود. برای این کار، استفاده از یک اتاق تاریک و تطابق دید رادیولوژیست با تاریکی ضروری بود، زیرا روشنایی تصویر جهت رؤیت آن در روز کفایت نمی کرد.



فلوروسکوپی (پرتوبینی)

مدهای عملکردی فلوروسکوپی

1. فلوروسکوپی پیوسته
2. فلوروسکوپی تک پالس کوتاه
3. فلوروسکوپی پالس با نرخ فریم متغیر

فلوروسکوپی پیوسته

بدون اینکه به قطع اشعه X پردازیم تصاویر زنده مشاهده می شود. این مد کاری فلوروسکوپی از امنیت بسیار پایین برخوردار است.

فلوروسکوپی تک پالس کوتاه

در این حالت فلوروسکوپی همان رادیوگرافی و تک تصویر خواهد بود. به همین دلیل در این حالت از دوز تشعشع بالاتر نیز می توان استفاده کرد.

فلوروسکوپي (پرتوبيني)



مدهای عملکردی فلوروسکوپي

فلوروسکوپي پالس با نرخ فریم متغیر

□ در این حالت تصویربرداری به صورت پالسی خواهد بود یعنی در هر ثانیه چندین بار تشعشع قطع و وصل خواهد شد. به تعداد تصاویر گرفته شده در هر ثانیه، فریم گفته می‌شود که مشخص کننده رزولوشن زمانی تصاویر خواهد بود.

□ یکی از محدود کننده‌های حداکثر فریم گرفته شده در هر ثانیه، مدت زمانی است که تیوب نیاز دارد تا روشن شده و تشعشع کند و دوباره خاموش شود. رزولوشن زمانی بسته به کاربرد و نیاز پزشک از ۷/۵ فریم تا ۳۵ فریم می‌تواند متغیر باشد. مهمترین کاربردهای فلوروسکوپي در استفاده از آن در مد کاری پالس با نرخ فریم متغیر خواهد بود. زیرا علاوه بر اینکه پیوسته نیست می‌تواند تغییرات زمانی را نیز به خوبی نشان دهد.

فلوروسکوپی (پرتوبینی)



ماده حاجب

در فلوروسکوپی معمولی برای مشاهده مسیر گوارشی، یک ماده حاجب غیر سمی مانند سولفات باریوم، بسته به این که چه بخشی از مسیر گوارشی مورد آزمون قرار گیرد، توسط بیمار بلعیده شده و یا تزریق می‌شود. بیماریهای معمول در سیستم گوارشی مانند زخم، تومور و انسداد توسط فلوروسکوپی قابل تشخیص است.

مواد حاجب عواملی هستند که اغلب از طریق بلعیده شدن یا تزریق به بدن بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرند و به تعیین آناتومی و عملکرد عروق خونی، سیستم تناسلی ادراری و دستگاه گوارش کمک می‌کنند.



فلوروسکوپی (پرتوبینی)

ماده حاجب

- دو نمونه ماده حاجب یا رادیوکنتراست که در حال حاضر مورد استفاده واقع می‌شوند، عبارتند از باریوم (به صورت سولفات باریوم) که ممکن است از راه خوراکی یا مقعدی برای ارزیابی دستگاه گوارش داده شود، و دیگری ید، در اشکال گوناگون اختصاصی، که ممکن است از طریق دهان، مقعد، یا تزریق داخل شریانی یا داخل وریدی به بیمار داده شود.
- این مواد حاجب، اشعه ایکس را به شدت جذب و یا پخش (پراکنده) می‌کنند، و ضمن تصویر برداری در زمان واقعی اجازه می‌دهد تا تظاهرات فرایندهای دینامیک (پویا)، مانند حرکات در دستگاه گوارش و یا جریان خون در شریان‌ها و وریدها، ثبت گردند.

فلوروسکوپي (پرتوبيني)

ماده حاجب



□ کنتراست ید نیز ممکن است در نواحی غیر طبیعی، بیشتر یا کمتر از حد نرمال و عادی بافت، غلظت یا تمرکز پیدا کند و بدین ترتیب ایجاد اختلالات (تومورها، کیست‌ها، التهاب) را، بیشتر آشکار سازد. علاوه بر این، هوا نیز در شرایط خاص می‌تواند به عنوان ماده حاجب یا عامل کنتراست برای دستگاه گوارش مورد استفاده قرار گیرد، همچنین دی اکسید کربن نیز، گاهی اوقات می‌تواند به عنوان یک ماده حاجب در سیستم وریدی استفاده شود، که در این موارد، عامل کنتراست موجب تخفیف اشعه ایکس و تابش کمتر آن نسبت به بافت‌های اطراف می‌گردد.



فلوروسکوپي (پرتوبيني)

کاربردهای فلوروسکوپي

□ جراحی‌های ارتوپدی

تصاویر فلوروسکوپي از مجموعه‌ای از تصاویر پشت سر هم تصاویر رادیوگرافی بدست آمده است و چون کاربرد اصلی رادیوگرافی تصویربرداری از استخوان هاست، استفاده از فلوروسکوپي در کاربردهای ارتوپدی جایگاه خود را پیدا کرده است. به خصوص در جراحیها که نیاز است که شکستگی استخوانها و تغییرات آن همزمان مشاهده شود.

□ وارد کردن کاتتر

در هنگام وارد کردن کاتتر دنبال کردن محل آن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار خواهد بود. به همین علت از فلوروسکوپي در آنژیوگرافی استفاده می‌شود.

□ مطالعه جریان‌های خون

دو تصویر گرفته شده در دو زمان را اگر از هم کم کنیم تنها جزئیاتی از تصاویر که در این فاصله زمانی تغییر یافته باقی می‌ماند. با استفاده از این روش پردازشی تصاویر تی همچون رگ‌ها و جریان‌های درون آن ممکن خواهد شد.

فلوروسکوپی (پرتوبینی)



ایمنی فلوروسکوپی

- در فلوروسکوپی بیمار پیوسته در معرض اشعه ایکس بوده و دوز اشعه‌ای که دریافت می‌کند می‌تواند بسیار زیاد باشد. این نکته‌ای است که باید در فلوروسکوپی مورد توجه قرار گیرد. تمام خطراتی که در رادیوگرافی وجود دارد در فلوروسکوپی با شدت بیشتر وجود دارد، زیرا تشعشع رسیده به مریض با پیوسته بودن بالاتر خواهد شد. در رادیوگرافی و فلوروسکوپی دو خطر عمده بیمار و پرسنل را تهدید می‌کند:
 - خطرات لحظه‌ای همچون سوختگی ناشی از تشعشع، که همان لحظه فرد را دچار مشکل می‌کند.
 - پیامدهای آینده همچون سرطان، تغییر در ساختار ژن‌ها و اثر روی جنین که در آینده گریبان گیر بیمار خواهد شد.



فلوروسکوپی (پرتوبینی)

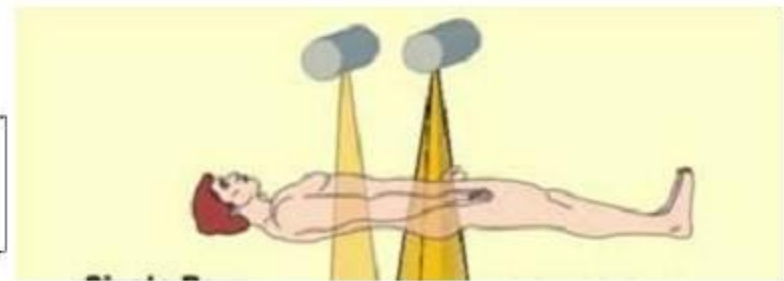
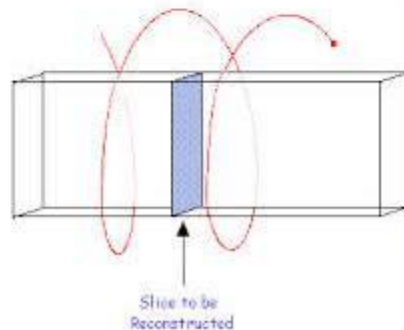
ایمنی فلوروسکوپی

□ اما منفعتهای آن نیز باید در نظر گرفته شود که نیاز تشخیصی و درمانی بیمار در تصویربرداری برای پزشک ایجاد می‌کند. لذا ترازویی بوجود می‌آید که در یک کفه خطرات و در کفه دیگر منفعتهای تصویربرداری وجود دارد و پزشک وظیفه دارد که بین این دو سبک سنگین کرده و این روش تصویربرداری را تجویز کند.

□ به همین دلیل تمام روشهای ایمنی که برای فلوروسکوپی ذکر خواهد شد با یک اصل کلی "تا آنجا که در کاربرد تصویر ایجاد مشکل نکند" محدود خواهد شد.

سی تی اسکن

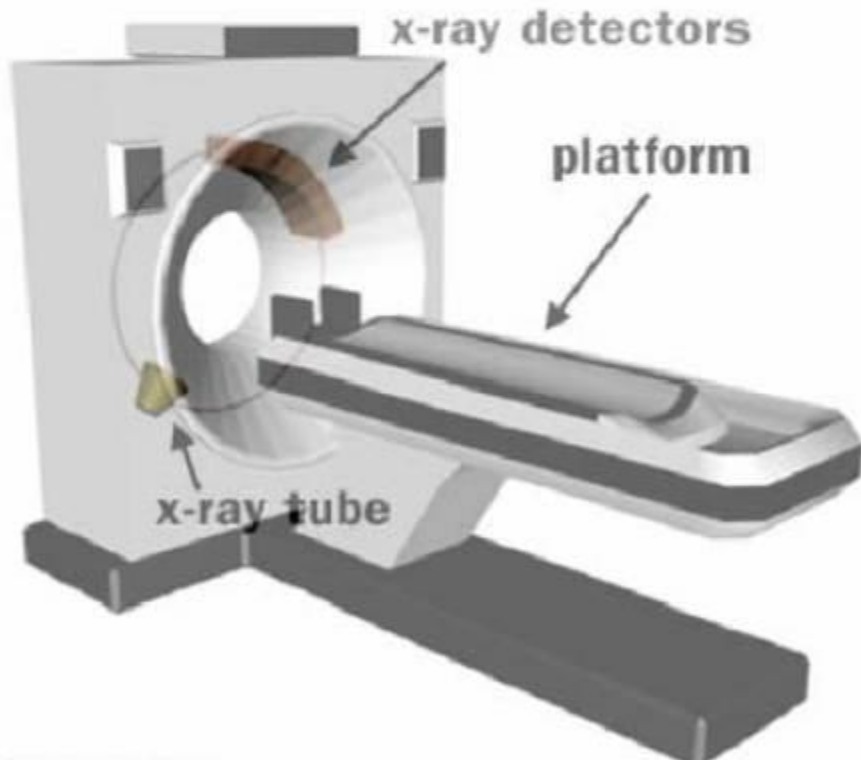
- سی تی اسکن همانند دستگاههای رادیولوژی دیگر بر اساس جذب افتراقی اشعه ایکس در بافتهای مختلف کار می کند. به عنوان یک روش توموگرافی (برش نگاری) محوری کامپیوتری شناخته می شود و شکل متفاوتی از تصویربرداری را به صورت تصویربرداری مقطع عرضی فراهم می آورد.
- تومو در لغت یونانی به معنای برش و گراف به معنی ترسیم است.
- این سیستم تصویربرداری تصویری از مقاطع عرضی آناتومی را تولید می کند.



سی تی اسکن

- افزایش قدرت تفکیک فضایی، کاهش زمان اسکن، افزایش قدرت تفکیک رنگ و تغییر در توانایی تیوبها امکان اسکن تمامی بدن را با کیفیت بالا فراهم می کند.

اجزای دستگاه سی تی اسکن



1. گنتری

2. تخت بیمار

3. کنسول کاربری

4. ژنراتور ولتاژ بالا

سی تی اسکن

• گنتری

- اصلی ترین و مهمترین بخش دستگاه که مجموعه تیوب اشعه ایکس و آشکارسازها (detector) در آن قرار دارند.

- شامل دو قسمت

1. قسمت دوار

مجموعه تیوب و آشکارسازها و ضمایم آنها در قسمت دوار قرار دارند

2. قسمت ثابت

کلیه مدارات رابط و مسیرهای ارتباطی بین قسمت دوار و سایر قسمتها در آن قرار دارند.



سی تی اسکن

• گنتری

- اشعه ایکس توسط تیوب تولید شده و فوتونهای عبور کرده از جسم به آشکارسازها می رسند و در آنجا تبدیل به سیگنال الکتریکی می شوند.
- سرعت چرخش گنتری هر چه قدر بیشتر باشد سرعت نمونه برداری بیشتر شده و زمان اسکن کمتر می شود. در این حالت کیفیت تصاویر پایین آمده ولی دوز دریافتی بیمار کمتر می شود.
- امکان تغییر زاویه گنتری (از ۳۰- تا ۳۰ درجه قابل تغییر)



سی تی اسکن

• تخت بیمار

- وظیفه تخت حرکت دادن بیمار در زمان اسکن است.
- چهار جهت حرکت تخت:
 - ✓ حرکت در جهت بالا و پایین
 - ✓ حرکت در جهت دور و یا نزدیک شده به گنتری

کنسول کاربری

واسط بین سیستم و کاربر
کنترل کل سیستم، پردازش اطلاعات، بازسازی تصاویر،
تعیین مشخصات اسکن (میزان میلی آمپرو کیلوولتاژ،
سرعت اسکن و ...)



پرتو درمانی

- از بین بردن سلولهای بدخیم به وسیله پرتو یون ساز را پرتو درمانی و یا رادیوتراپی گویند.
- رادیوتراپی یکی از حوزه های اصلی کاربرد علم زیست شناسی پرتوی (رادیوبیولوژی) است.
- شناخت رفتار سلولهای تومورال در مقابل پرتوهای یون ساز ما را قادر می سازد تا روشهای درمانی مناسب را ارائه کنیم.



پرتو درمانی

- دو هدف اساسی رادیوتراپی

1. از بین بردن سلولهای تومورال

با این کار نه تنها رشد تومور متوقف می شود بلکه از متاستاز آن به دیگر نواحی بدن نیز جلوگیری می شود.

سوال:

متاستاز چیست؟

۲) حفظ ارگانها و بافتهای سالمی که در حین درمان تحت تابش پرتوهای یون ساز قرار می گیرند.



پرتو درمانی

- علل حساس یا مقاوم بودن سلولهای تومورال به اشعه
- امروزه عواملی که روی حساسیت تومورهای انسانی تاثیر دارند به خوبی شناخته شده اند. از جمله این عوامل عبارتند از: منشا تومور، اکسیژناسیون، سرعت تکثیر، حد تمایز یافتگی و موقعیت سلولها در سیکل سلولی
- البته در بسیاری از موارد حساسیت پرتوی تومور را نمی توان با عوامل بالا شرح داد. در چنین مواردی عوامل درونی سلول مانند ژن های سلولی در حساسیت پرتوی دخالت دارند.



پرتو درمانی

- علل حساس یا مقاوم بودن سلولهای تومورال به اشعه

1. منشا تومور

به طور کلی اعتقاد بر آن است که تومورهایی که از ارگانهای حساس نشات گرفته اند حساسیت پرتوی بیشتری دارند و تومورهایی که از ارگانهای مقاوم ایجاد می شوند نسبت به پرتو مقاومند. مثلا حساسیت تومور سلولهای جدار درونی روده بیشتر از تومور سلولهای ماهیچه ای است.

البته استثنائاتی نیز وجود دارد .

حساسیت پرتوی تومورهایی که از یک ارگان ولی دو نوع سلول در آن ارگان حاصل شده اند با یکدیگر تفاوت دارد.

پرتو درمانی

• علل حساس یا مقاوم بودن سلولهای تومورال به اشعه

(۲) اکسیژناسیون

□ سلولهای اکسیژنه نسبت به سلولهای هیپوکسیک حساسیت پرتوی بیشتری دارند.

وجود اکسیژن در محیط سلول به هنگام تابش پرتو یون ساز باعث می شود که آسیب ناشی از رادیکال آزاد پایدار بماند. چون از واکنش اکسیژن با رادیکال آزاد، پراکسید اکسیژن تشکیل می شود که باعث تغییرات بازگشت ناپذیر در ترکیبات شیمیایی بافت می شود.

(رادیکال آزاد اتم یا ترکیبی از چند اتم است که به دلیل داشتن یک الکترون جفت نشده میل زیادی به ترکیب دارد و در سلول می تواند در اثر برخورد اشعه با مولکولهای آب ایجاد شود)

□ البته این امکان نیز وجود دارد که بعضی از سلولهای توموری که اکسیژن کافی

دریافت می کنند در برابر پرتو مقاوم باشند. دلیل این امر می تواند تغییر پاسخ گیرنده ها به لیگاندهای خارجی و تغییر در عملکرد ژن سلولی باشد.

پرتو درمانی

- **علل حساس یا مقاوم بودن سلولهای تومورال به اشعه**

(۳) **سرعت تکثیر**

بر اساس قانون برگونیه و تریبوندو، هر چه سرعت تکثیر بیشتر باشد حساسیت پرتوی نیز بیشتر می شود.

قانون برگونیه و تریبوندو: حساسیت پرتوی سلول تابعی از فعالیت متابولیکی سلول در هنگام تابش است.

بسیاری از تومورها از این قانون تبعیت نمی کنند. دلیل این امر تغییرات در محیط مولکولی درون سلول است.

(۴) **میزان تمایز یافتگی**

بر اساس قانون برگونیه و تریبوندو، درجه تمایز یافتگی سلول با میزان حساسیت سلول نسبت عکس دارد. سلولهای تمایز نیافته نسبت به انواع تمایز یافته حساس ترند.

با این وجود نمی توان تاثیر پرتودرمانی را صرفاً بر اساس نوع تومور از نظر بافت شناسی

پرتو درمانی

- علل حساس یا مقاوم بودن سلولهای تومورال به اشعه

(۵) موقعیت سلولها در سیکل سلولی

عموما بر اساس معیار مرگ میتوزی سلولهایی با فعالیت میتوزی بالا حساسیت پرتوی بیشتری دارند. بنابراین تاثیر پرتو درمانی به نسبت سلولهایی از تومور که به هنگام تابش در فاز میتوزی هستند بستگی دارد.

سوال:

میتوز چیست؟



پاسخ

- میتوز روشی برای تقسیم هسته سلول است که در نهایت سبب تشکیل دو هسته هم ارزش با یکدیگر و مشابه با هسته یاخته مادری می شود.
- تاثیر پرتودرمانی به نسبت سلولهایی از تومور که به هنگام تابش در فاز میتوزی هستند بستگی دارد. متأسفانه نمی توان پارامترهای سیکل سلولی را در حالت **in vivo** (درون تن) اندازه گیری نمود. پس نمی توان پروتکلی طراحی کرد که تابش گیری دقیقا در زمانی انجام شود که سلولها در بهترین مرحله سیکل سلولی باشند



روش های پرتو درمانی

- پرتوهایی که در رادیوتراپی مورد استفاده قرار می گیرند غالباً اشعه X و گاما و الکترون می باشند.
- پرتوهای ذره ای چون پروتونها، ذرات آلفا، نوترونها و یونهاى سنگین نیز به عنوان مکمل در پرتودرمانی مورد استفاده قرار می گیرند. ولی کاربرد آنها به نسبت خیلی کمتر و در بعضی موارد هنوز در مراحل آزمایشگاهی است.

دو روش رادیوتراپی

1. تله تراپی (پرتودرمانی از راه دور)

2. براکی تراپی



روش های پرتو درمانی

- **تله تراپی**

- در تله تراپی یا پرتو درمانی از راه دور، چشمه تابش درون دستگاه درمان و در فاصله معینی از بیمار قرار می گیرد. بر حسب اینکه بافت سرطانی در سطح و یا در عمق بدن قرار گرفته باشد، نوع تابشی که استفاده می شود متفاوت خواهد بود.
- برای درمان تومورهای عمقی باید از پرتوهای ایکس و یا گاما که قدرت نفوذ آنها در بافت زیاد است استفاده نمود. چنین پرتوهایی انرژی زیادی دارند و می توانند به اعماق بافت نفوذ کنند.
- برای درمان تومورهای سطحی می توان از پرتوهای ایکس کم انرژی (کیلوولتاژ) مثل اشعه ایکس سطحی (۱۰-۱۵۰ کیلو الکترون ولت)، اشعه ایکس ارتوولتاژ (۱۰۰ تا ۳۰۰ کیلو الکترون ولت) و سوپر ولتاژ (۵۰۰ تا ۱۰۰۰ کیلو الکترون ولت) استفاده نمود.



روش های پرتو درمانی

- **تله تراپی**
- پرتوهای ایکس مگا ولتاژ دارای انرژی بیش از یک مگا الکترون ولت هستند و توسط شتابدهنده های خطی تولید می شوند. پرتوهای گامای کبالت ۶۰ نیز در این گروه قرار دارند.
- علاوه بر پرتوهای ایکس و گاما پرتوهای الکترونی نیز در تله تراپی مورد استفاده قرار می گیرند (برای درمان تومورهای سطحی) که توسط شتابدهنده های خطی تولید می شوند.



روش های پرتو درمانی

- **براکی تراپی**

- در براکی تراپی ماده رادیواکتیو در تماس کامل با بافت تومورال بیمار بوده یا خیلی به آن نزدیک می باشد و به سه طریق داخل نسجی، داخل حفره ای و قالب گیری مورد استفاده قرار می گیرد.
- در درمانهای داخل نسجی چشمه های رادیواکتیو مستقیماً در بافت حاوی تومور کاشته می شوند .
- در درمان داخل حفره ای چشمه ها داخل یکی از حفره های بدن جای داده می شوند .
- در روش قالب گیری چشمه های رادیواکتیو را در سطح داخلی قالبی قرار می دهند و قالب را روی سطح درمان می گذارند.

دستگاه‌های تولید پرتو ایکس، گاما و الکترون

• برای تولید پرتو ایکس، گاما و الکترون از سه وسیله زیر استفاده می‌گردد:

1. لامپ اشعه ایکس

2. شتاب دهنده خطی

3. دستگاه کبالت

شتاب دهنده خطی

این دستگاه می‌تواند اشعه الکترونی و اشعه ایکس با انرژی ۴ تا ۳۵ مگا الکترون ولت تولید کند. برای شتاب دادن الکترون از امواج الکترومغناطیس پر فرکانس (در ناحیه مایکروویو) استفاده می‌شود. الکترونهای شتاب یافته اگر به هدف فلزی برخورد کنند تولید اشعه ایکس مگا ولتاژ می‌کنند. اگر هدف از سر راه الکترون برداشته شود باریه الکترون جهت درمان استفاده می‌شود. سر دستگاه شامل کولیماتورهایی است که پرتو تولید شده را محدود می‌کنند.

دستگاه‌های تولید پرتو ایکس، گاما و الکترون

شتاب دهنده خطی

سر دستگاه و در نتیجه چشمه تابش می‌توانند حول یک محور افقی بچرخند و بیمار را از زوایای مختلف تحت تابش قرار دهند.

تخت بیمار در زیر سر دستگاه قرار گرفته است و می‌تواند حرکات چرخشی، عمودی و افقی انجام دهد تا تنظیم بیمار در زیر میدان تابش را مطابق با شرایط طرح درمان امکان پذیر سازد.



دستگاه‌های تولید پرتو ایکس، گاما و الکترون

دستگاه کبالت

پرتوزایی ویژه کبالت ۶۰ بالاست. لذا می‌توان چشمه‌هایی در ابعاد کوچک و پرتوزایی بالا ساخت. این چشمه درون دو کپسول فولادی قرار دارد و کپسول درون سر دستگاه قرار گرفته است. با روشن شدن دستگاه چشمه در مقابل دیافراگم قرار می‌گیرد و تابش انجام می‌شود.

حرکات دستگاه، سیستم کولیماتورها و تخت و حرکات آن مانند سیستم شتابدهنده است.



عمق build up

- پرتوهای یون ساز پس از ورود در یک محیط مادی به تدریج انرژی خود را از دست می دهند.
- پرتوهای کم انرژی بیشترین مقدار انرژی را با اتمهای سطح ماده و یا در اعماق کم مبادله می کنند. در حالی که پرتوهایی با انرژی بالا انرژی خود را در عمق بیشتری از ماده مستهلک می نمایند.
- عمقی از ماده که بیشترین انرژی پرتو را جذب می کند عمق ماکزیمم دوز و یا عمق build up نامیده می شود.
- عمق build up تعیین کننده قدرت نفوذ پرتو است. پرتوهای پر انرژی دارای عمق build up نسبتاً بزرگی هستند لذا برای درمان تومورهای عمقی بکار می روند. در حالی که عمق build up پرتوهای ایکس کیلوولتاژ در سطح پوست و یا در عمق کمتری قرار دارد. چنین پرتوهایی در درمان تومورهای پوستی و یا سطحی کاربرد دارند.

درصد دوز عمقی

- اندازه گیری مستقیم دوز در بدن بیمار در بیشتر موارد غیر عملی است و باید از طریق محاسبه بدست آید. از آنجایی که محاسبات به طور مداوم انجام می گیرند، باید ساده و معتبر باشند. در عمل اطلاعات مربوط به چگونگی دوز از اندازه گیری مستقیم در فانتوم بدست می آید. فانتوم از ماده معادل بافت ساخته می شود و ابعاد آن به اندازه کافی بزرگ است تا شرایط پراکندگی پرتو تابشی را همچون بافت بدن بیمار فراهم سازد. این اطلاعات سیستمی را برای پیش بینی دوز از طریق محاسبه در یک بافت واقعی فراهم می سازد.
- ضروری ترین اقدام در سیستم محاسبه دوز، اندازه گیری تغییرات دوز در طول محور مرکزی میدان تابش است. لذا کمیتهایی برای این منظور تعریف شده اند که مهمترین آنها درصد دوز عمقی می باشد.
- نسبت دوز جذب شده در یک عمق مشخص از بافت را نسبت به دوز جذبی نقطه ماکزیم (نقطه build up) درصد دوز عمقی گویند.

درصد دوز عمقی

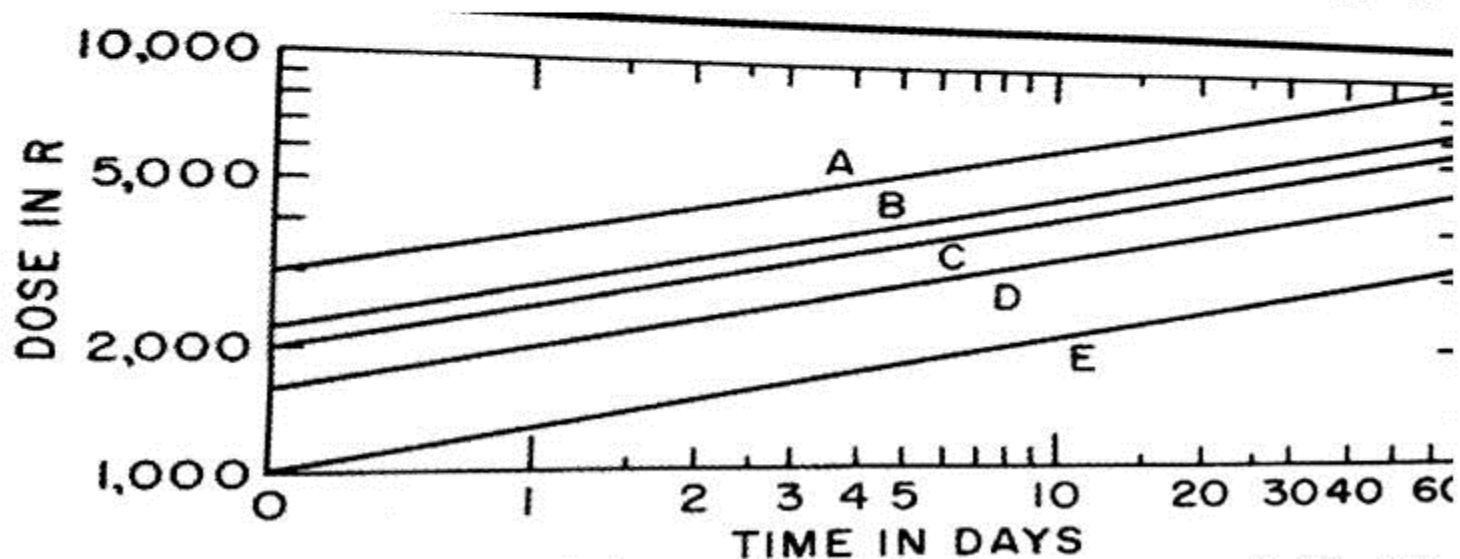
- درصد دوز عمقی با انرژی پرتو و فاصله محل تولید پرتو تا پوست بیمار نسبت مستقیم و با عمق نسبت معکوس دارد.
- درصد دوز عمقی در محاسبه زمان تابش در جلسات مختلف درمان به ما کمک می کند.
- فرض کنید تومور در عمق ۱۰ سانتی متری از سطح بافت قرار دارد و می خواهیم روزانه ۱۰۰ cGy دوز در آن آزاد کنیم. اگر درصد دوز عمقی در عمق ۱۰ سانتی متری از سطح بافت ۵۰ درصد باشد باید ۲۰۰ cGy دوز در نقطه ماکزیمم آزاد کنیم تا ۵۰ درصد آن یعنی ۱۰۰ به عمق ۱۰ سانتی متری برسد.

محاسبه دوز کلی تومور برای درمان

- دو عامل مهم در مقدار دوز تجویز شده در درمان تومورهای سرطانی موثرند یکی دوز لازم برای از بین بردن تومور و دیگری حد تحمل بافتهای سالم که در نزدیکی تومور واقع اند و یا در مسیر پرتو قرار می گیرند، است.
- مطالعات بسیاری انجام گرفته تا دوز لازم برای نابودی تومورهای مختلف و حد تحمل انواع بافتهای سالم بدست بیاید. رادیوتراپیستها بر مبنای این مطالعات دوز معینی را برای بیماری که با تومور مشخص و در مرحله خاصی از بیماری مراجعه می کند، تجویز می نمایند.
- مقدار دوز لازم برای درمان هر تومور بستگی به کل مدت زمان درمان، فاصله زمانی بین جلسات درمان و دوز هر جلسه دارد.
- چنانچه طول مدت درمان و یا فاصله زمانی میان جلسات درمان افزایش یابد و دوز هر جلسه کاهش یابد، دوز کلی بیشتر می شود.

محاسبه دوز کلی تومور برای درمان

- منحنی های هم اثر تاثیر مدت زمان درمان در دوز کلی را نشان می دهد. این منحنی ها با جمع آوری اطلاعات مربوط به تعداد زیادی بیمار به دست می آید
- مشاهده می شود که با زیاد شدن طول درمان دوز لازم برای ایجاد یک اثر خاص افزایش می یابد.



شکل ۱۷-۶: منحنی های هم اثر برای نکروز پوست (A)، کارسینومای پوست (B)،

پوسته پوسته شدن مرطوب (C)، پوسته پوسته شدن خشک (D) و اریتما (E)

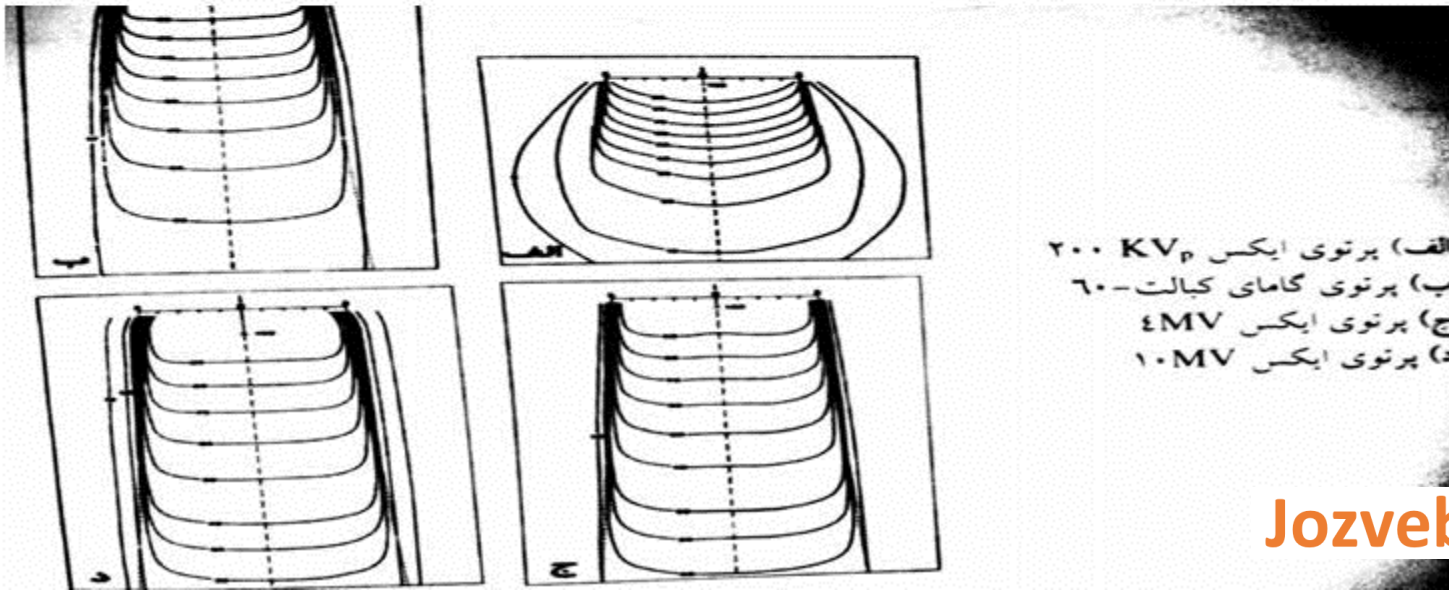
عنواین مطالب امروز

پرتودرمانی (ادامه)

اثرات بیولوژیکی پرتوهای یون ساز

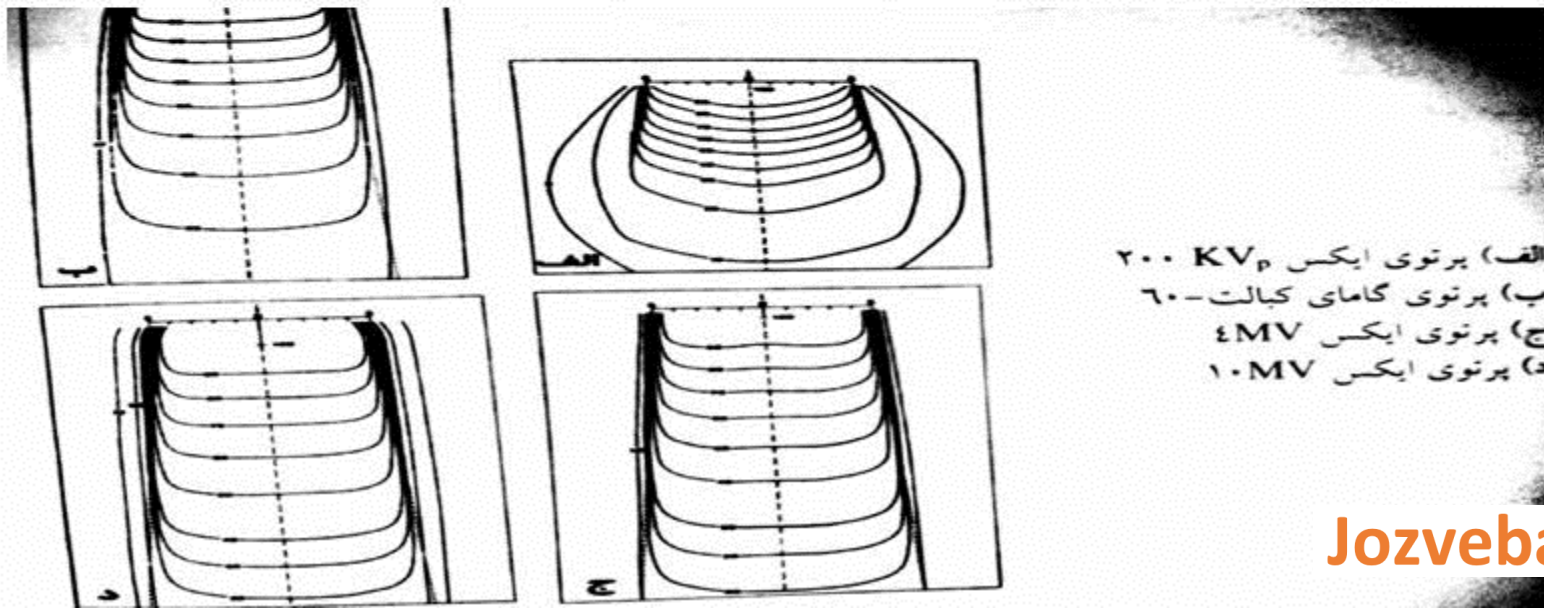
منحنی های هم دوز

- محاسبه دوز در نقاط خارج از محور مرکزی نیز ضروری است. لذا درصد دوز عمقی در نقاط مختلف فانتوم اندازه گیری می شود.
- با متصل کردن نقاطی که دارای درصد دوز عمقی یکسانی هستند، منحنی هایی بدست می آیند که به آنها منحنی های هم دوز گفته می شود.
- منحنی های هم دوز نشان می دهند که در هر عمق خاص بیشترین مقدار دوز در امتداد محور مرکزی آزاد می شود و با حرکت به طرف کناره میدان کاهش می یابد.



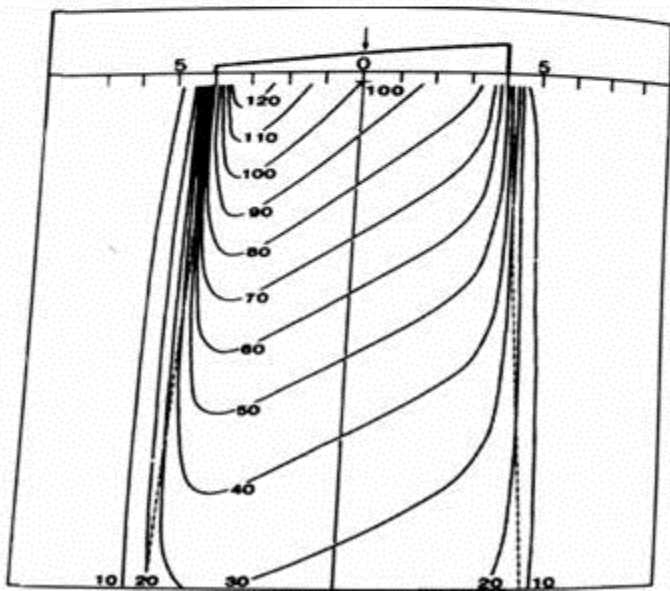
منحنی های هم دوز

- در کناره میدان دوز با شیب خیلی زیادی کاهش می یابد و نیم سایه راتشکیل می دهد. یکی از عوامل ایجاد نیم سایه پراکندگی پرتو در داخل بافت است. مقدار پراکندگی به انرژی پرتو وابسته است.
- پروهای کم انرژی پراکندگی بیشتری دارند و در نتیجه نیم سایه عریضتری ایجاد می کنند. ولی پرتوهای مگا ولتاژ راکندگی کمتری ایجاد می کنند و منحنی های هم دوز تیزتری دارند.



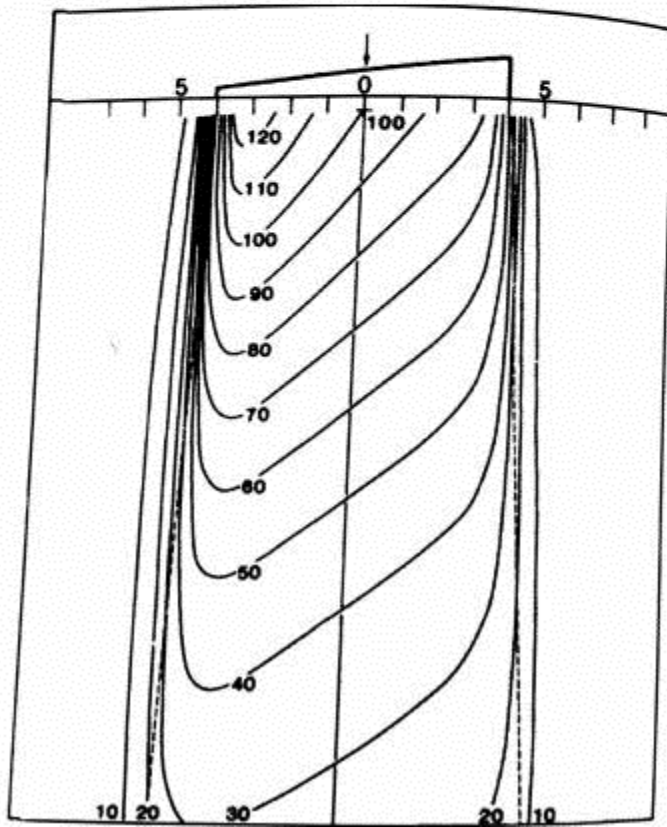
تأثیر فیلتر وج بر منحنی های هم دوز

- وج فیلتر گوی مانندی است که از مواد چگال مثل سرب و مس ساخته می شود و روی یک لایه پلاستیکی شفاف چسبانده می شود و در مسیر اشعه بین چشمه و بیمار قرار می گیرد. هدف از کاربرد وج مایل کردن منحنی های هم دوز است (جهت دادن آنها به سمت مورد نظر).
- فیلتر وج اشعه اقبل از رسیدن به بیمار تضعیف می کند. سمت نازک وج نسبت به سمت ضخیم تر اشعه را کمتر تضعیف می کند. لذا در یک عمق معین از بافت درصد دوز عمقی در سمت نازک وج بیشتر است و منحنی های هم دوز به سمت نازکی وج مایل می شوند.



تأثیر فیلتر وج بر منحنی های هم دوز

- بسته به شیب فیلتر وج و جنس آن میزان تمایل منحنی متفاوت است. بر همین اساس زاویه وج تعریف می شود.
- زاویه وج ، زاویه میان منحنی هم دوز و خط عمود بر محور مرکزی میدان تابش در عمق معینی که به طور قراردادی تعیین می شود (۱۰ سانتی متر) است.



آرایش دهی میدانهای تابش

- یکی از مراحل مهم برنامه طراحی درمان در رادیوتراپی، اتخاذ تدابیر مناسب جهت ایجاد بهترین توزیع دوز در تومور است.
- هدف اصلی یک طراحی درمان، ایجاد حداکثر دوز در تومور و حداقل دوز در بافتهای سالم و بخصوص بافتهای حساس به پرتوها است.
- آرایش دهی میدانهای تابش به شرایط خاص درمان، از جمله اندازه تومور، ارگانهای حساس مجاور، آناتومی ناحیه تحت درمان، امکان اجرای آن در زیر دستگاه درمان، و ویژگی های هندسی بیمار از جمله چاقی و لاغری او بستگی دارد. در این راستا باید سعی شود:
- زاویه تابش اشعه به نوعی انتخاب شود که نقطه ورود اشعه تا تومور، حداقل فاصله را داشته باشد و ارگانهای حساس در مسیر اشعه قرار نگیرند.
- در مواردی که تومور در عمق زیادی از سطح پوست قرار گرفته حتی الامکان از تعداد میدانهای بیشتری برای پوشاندن آن استفاده شود.

آرایش دهی میدانهای تابش

□ در صورت لزوم از تعدیل کننده هایی مثل فیلتر وج استفاده شود.

□ چند نوع آرایش دهی میدان تابش عبارتند از:

1. تک میدان تابش
2. دو میدان متقابل
3. تکنیک های چند میدانه
4. درمان چرخشی

تک میدان تابش

تک میدان اشعه ایکس سطحی و پرتو الکترونی، کاربرد فراوانی دارند. ولی اشعه ایکس مگا ولتاژ به ندرت به صورت تک میدان مورد استفاده قرار می گیرد. تک میدان پرتو مگا ولتاژ بر خلاف تک میدان پرتو الکترونی توزیع دوز ایده آلی ایجاد نمی کند. سودمندی این تکنیک در سادگی آن و سهولت تنظیم بیمار است.

آرایش دهی میدانهای تابش

دو میدان متقابل

ساده ترین ترکیب میدانها، دو میدان متقابل و موازی است که هم اندازه بوده و محور آنها با یکدیگر زاویه ۱۸۰ درج می سازد.

این تکنیک در درمان حجم های بزرگ کاربرد دارد. چون می توان ابعاد میدان را به اندازه کافی بزرگ انتخاب کرد. توزیع دوز در اطراف محور اصلی متقارن است. تغییرات دوز در طول محور اصلی پرتو به انرژی پرتو و فاصله جدایی دو میدان از یکدیگر بستگی دارد. تغییرات دوز در این راستا با کم شدن قطر بیمار و افزایش انرژی پرتو کاهش می یابد.

❖ سهولت محاسبه دوزیمتری و نیز سادگی تنظیم بیمار از مزایای این تکنیک است.

❖ عیب آن بزرگتر بودن دوز در بافتهای نزدیکتر به سطح پوست نسبت به مرکز بدن است.

آرایش دهی میدانهای تابش

تکنیکهای چند میدانه

□ با کاربرد میدانهای بیشتر، می توان دوز را به منطقه کوچکتري محدود کرد. در این تکنیکها از ترکیب چند میدان استفاده می شود. فصل مشترک میدانها بر تومور منطبق می گردد. تومور در معرض تابش همه میدانها قرار می گیرد. حال آنکه بافتهای اطراف تومور در مسیر تمام میدانها نیست. و فقط از یک یا دو میدان پرتوگیری می کنند. لذا بافتهای سال دوز کمتری نسبت به تومور دریافت خواهند کرد.

□ از جمله این تکنیکها می توان تکنیکهای سه میدانی، چهار میدانی و شش میدانی را مثال زد.

آرایش دهی میدانهای تابش

درمان چرخشی

- ✓ در این تکنیک میدان تابش نسبت به بیمار حرکت می کند و در هر لحظه بیمار از زاویه ای خاص تحت تابش قرار می گیرد. می توان درمان چرخشی را درمانی با میدانهای ثابت متعدد تصور کرد که هر یک نسبت به دیگری زاویه بسیار کوچکی دارد و در مدت زمان بسیار کوتاهی بیمار را تابش می دهد. در این روش پوست و بافتهای اطراف تومور حفاظت می شوند. چون هر قسمت از پوست و بافتهای اطراف در زمان کمی پرتوگیری می کنند و دوز کمتری در آنها آزاد می شود. البته بدیهی است که کل انرژی آزاد شده در بدن بیمار، ثابت می ماند ولی همان دوز ثابت در منطقه وسیعتری از پوست و بافت طبیعی توزیع می گردد.
- ✓ این درمان برای درمان تومورهای کوچکی که در مرکز مقطع خاصی از بدن و یا در فاصله کمی نسبت به آن قرار دارند مناسب است.
- ✓ بسته به درمان ممکن است چرخش کامل و در چند دور در هر جلسه درمان انجام شود و گاهی ممکن است چرخش کامل نبوده و به زاویه معینی محدود شود تا منطقه حساس را در بر نگیرد.

آثار و خصوصیات فیزیکی پرتوهای یون ساز

- ماده ای که تحت تابش پرتو یون ساز قرار می گیرد، انرژی پرتو را جذب نموده و یونیزه می شود. جذب انرژی و یونیزاسیون در ماده یک اثر کاملاً فیزیکی است که منجر به بروز آثار بیولوژیک در بافت زنده خواهد شد.
- مقدار انرژی جذب شده در واحد جرم ماده را دوز **جذب شده** می نامند و با واحد گری بیان می کنند.
- پرتوهای یون ساز به هنگام عبور از ماده با اتمهای محیط برخورد نموده و تمام یا بخشی از انرژی آنها صرف یونیزاسیون اتم ها می شود. پرتوهای ایکس، گاما و الکترون انرژی خود را به تدریج و طی برخوردهای بسیار در ماده بر جای می گذارند..
- انتقال خطی انرژی (LET) مقدار انرژی انتقال یافته به محیط مادی در واحد طول مسیر پرتو می باشد.
- پرتوهای ایکس و گاما و الکترون LET پایینی دارند.

آثار و خصوصیات فیزیکی پرتوهای یون ساز

- دوز جذب شده به تنهایی برای پیش بینی وخامت آثار بیولوژیکی پرتوهای یون ساز کافی نیست و لازم است نوع پرتو نیز مشخص شود. کمیتی بنام دوز معادل تعریف می شود که در برگیرنده هر دو عامل مقدار دوز جذب شده توسط بافت و نیز نوع پرتو است. و به صورت زیر تعریف می شود:

$$H=D \times QF$$

- H دوز معادل، QF ضریب کیفی پرتو و D دوز جذب شده است.
- QF برای پرتوای مختلف متفاوت است. هر چه اثر تخریبی پرتو بیشتر باشد QF آن نیز بیشتر است. QF با LET نسبت مستقیم دارد. پرتوهایی با LET بالا ضریب کیفی بیشتری دارند. و در ازای جذب دوز معینی، دوز معادل بیشتری نسبت به پرتوهایی با LET پایین ایجاد می کنند.

اثرات بیولوژیکی (زیستی) پرتوهای یون ساز

- جذب انرژی پرتو یک فرآیند کاملاً فیزیکی است که می تواند در بافت زنده و یا هر ماده دیگری رخ دهد. آنچه که مهم است بررسی آثار بیولوژیکی ناشی از جذب انرژی در بافت است.
- در سیستم های زنده، آسیب بیولوژیکی ناشی از تابش در سه سطح **مولکولی**، **سلولی** و **عضوی** اتفاق می افتد.
- تغییر شکل و ساختار مولکولها موجب اختلال عملکرد سلول می شود. سلولهای بدن انسان کاملاً تخصصی هستند و ساختار مولکولی آنها وظیفه و عملکرد هر یک را مشخص می کند. تابش پرتو یون ساز می تواند ساختار مولکولی سلول را تغییر داده و سبب اختلال در تعادل شیمیایی و نهایتاً مختل شدن عملکرد آن می شود.
- اتم های ماکرومولکولهای مهمی نظیر DNA و RNA، پروتئین و آنزیم ها در اثر جذب انرژی از پرتو یون ساز یونیزه و یا برانگیخته می شوند .

اثرات بیولوژیکی (زیستی) پرتوهای یون ساز

- یونیزاسیون و برانگیختگی موجب شکسته شدن پیوندهای شیمیایی DNA و RNA می شوند و واکنش شیمیایی غیرطبیعی به وجود می آورد.
- وقتی آنزیمی آسیب ببیند، فرآیندهای شیمیایی ضروری مربوط به آن آنزیم، مثلا تولید یک پروتئین خاص در سلول، غیر ممکن می شود و عملکرد سلول دچار اختلال می شود. در صورتی که عملکرد سلولهای دیگر نیز وابسته به عملکرد این سلول باشد، به آنها نیز آسیب وارد خواهد شد. و بدین ترتیب یکسری واکنش های زنجیره ای نامطلوب اتفاق می افتد.
- در صورتی که سلولهای زیادی از یک بافت آسیب ببینند، این آسیب در سطح بافت و نهایتا در عضو ظاهر خواهد شد.

اثر پرتوهای یون ساز بر سلول

- سلولها از مولکولهای بسیار تشکیل شده اند که در این میان مولکولهای DNA از اهمیت زیادی برخوردارند. این مولکولها اصلی ترین هدف در آسیبهای پرتوی محسوب می شوند و آسیب آنها موجب اختلال در عملکرد سلول، انتقال صفات وراثتی دگرگون شده و یا موجب مرگ سلول می شود.

- اشکال مختلف آسیب وارد شده به هسته سلول در اثر برخورد پرتو یون ساز

1. مرگ لحظه ای سلول

2. مرگ تکثیری سلول

3. مرگ میتوزی سلول

4. تاخیر میتوزی

5. تداخل عملکرد

6. شکست کروموزومی

اثر پرتوهای یون ساز بر سلول

1. مرگ لحظه ای سلول

این حالت وقتی اتفاق می افتد که بافت زنده در یک فاصله زمانی چند ثانیه ای دوزی در حدود ۱۰۰۰ گری جذب نماید. چنین دوز زیادی سبب شکسته شدن مولکولهای DNA و کوآگولاسیون پروتئین ها و در نتیجه تغییر شکل سلول و ساختارهای درون آن می شود.

این دوز بسیار بیشتر از دوزی است که در آزمایشات پرتوشناسی تشخیصی و حتی در روشهای درمانی مورد استفاده قرار می گیرد.

2. مرگ تکثیری

در این مرگ سلولها قابلیت بازتولید نامحدود خود را از دست می دهند ولی می توانند به متابولیسم و ساختن پروتئین و اسید نوکلئیک ادامه دهند. این مرگ در نتیجه تابش سلولها با یک دوز میانه، در حدود یک تا ۱۰ گری اتفاق می افتد.

اثر پرتوهای یون ساز بر سلول

3. مرگ میتوزی

این حالت وقتی اتفاق می افتد که سلول قبل از مرگ قادر باشد چند بار تقسیم شود و سپس بمیرد. حتی دوزهای کم تابش نیز موجب چنین مرگی می شوند.

4. تاخیر میتوزی

دوزی به کوچکی $0.1/0.1$ گری درست قبل از شروع تقسیم سلول می تواند باعث تاخیر میتوزی شود. سلول برای شروع تقسیم دچار اختلال شده و پس از مدتی تاخیر به وضعیت طبیعی باز میگردد. علت این پدیده روشن نیست. دلایل احتمالی عبارتند از:

1. تغییرات شیمیایی ناشی از تابش که میتوز را تغییر می دهند

2. عدم ساخت پروتئین لازم برای تقسیم سلول

3. تغییر در سرعت ساخت DNA

اثر پرتوهای یون ساز بر سلول

5. تداخل عملکرد

تداخل عملکرد سلول (به صورت گذرا یا دائمی) مستقل از قابلیت تقسیم سلول می تواند پس از پرتوگیری روی دهد. در این عارضه احتمال بازگشت سلول به وضعیت طبیعی در صورت ترمیم توسط آنزیم های ترمیم کننده وجود دارد.

6. شکست کروموزومی

وقتی پرتو یون ساز با مولکول DNA برخورد می کند سبب شکست یک یا دو رشته آن شده و نیز موجب شکست کروموزوم می شود. اگر این تغییرات موجب مرگ سلول نشوند، تغییرات ژنتیکی نسلهای بعدی سلول را سبب خواهند شد.

عنواين مطالب امروز

اثرات بيولوژيكي پرتوهاي يون ساز

ترمیم و بازسازی

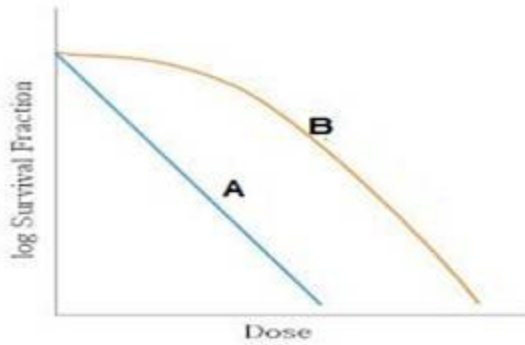
❖ سلولها دارای قابلیت ترمیم ذاتی هستند و امکان ترمیم و بازسازی آنها پس از صدمات غیرکشنده وجود دارد. پس از تابش سلولهایی که زنده مانده اند، تکثیر می شوند و این امر به عضو تابش دیده این امکان را می دهد که تمام یا بخشی از وظایف خود را بتواند انجام دهد. میزان آسیب وارده، قابلیت ترمیم و بهبود بافت را مشخص می سازد.

❖ در ترمیم آسیبهای زیرکشنده سلولهای اکسیژن دار مواد غذایی بیشتری دریافت می کنند و نسبت به سلولهای هیپوکسیک احتمال بهبود و بازسازی بیشتری دارند. اگر هر دو نوع سلول اکسیژن دار و هیپوکسیک مقدار دوز یکسانی از پرتوهای یون ساز با LET پایین را دریافت کنند، سلولهای اکسیژن دار قابلیت آسیب پذیری بیشتری دارند. ولی انهایی که زنده مانده اند می توانند خود را ترمیم و بازسازی کنند.

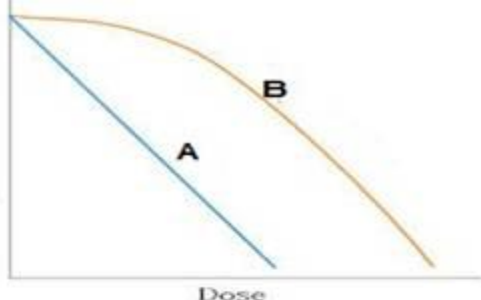
❖ سلولهای هیپوکسیک هرچند کمتر آسیب دیده اند ولی به همان نسبت قابلیت ترمیم و بازسازی کمتری دارند.

❖ وقتی دو فرآیند ترمیم و تکثیر همزمان عمل کنند بدن می تواند از آسیب پرتوی رها شده و خود را ترمیم نماید.

منحنی بقای سلول



- تفاوت حساسیت پرتوی سلولها با یکدیگر از لحاظ تعیین نوع واکنش سلولهای سرطانی به پرتو درمانی اهمیت داد. یک روش کلاسیک برای تعیین حساسیت پرتوی یک سلول خاص استفاده از منحنی بقای آن است.
- منحنی بقا با استفاده از اطلاعات حاصل از آزمایشات متعدد بر روی سلول بدست می آید. ابتدا سلولها در یک محیط کشت در آزمایشگاه رشد داده می شوند سپس تحت تابش دوز مشخصی از پرتو قرار می گیرند. بعد از تابش قدرت تقسیم و یا قدرت تشکیل کولونی آنها محاسبه می شود. کسری از سلولها که قادر به تشکیل کولونی هستند، به عنوان کسر سلولهای زنده مانده تعریف می شوند.
- این فرآیند برای دوزهای متفاوت تکرار شده و نتایج به صورت یک نمودار نشان داده می شوند.



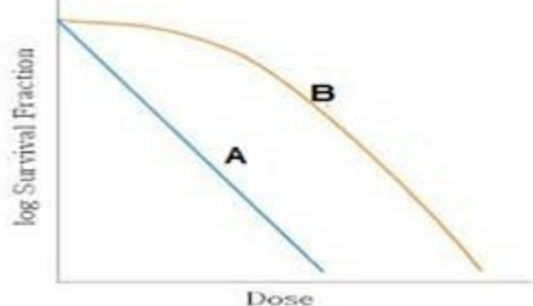
منحنی بقای سلول

- محور عمودی در مقیاس لگاریتمی، کسری از سلولها که زنده مانده اند و محور افقی در مقیاس خطی، مقدار دوز تابشی را نشان می دهد. منحنی A تغییرات کسر بقا بعد از تابش با پرتوهایی با LET بالا را نشان می دهد و منحنی B مربوط به پرتوهایی با LET پایین است.
- در منحنی B کسر بقا سلولها در دوز پایین چندان کاهش نمی یابد (منحنی دارای شانه است). ولی در دوزهای بالاتر، کسر بقا به صورت خطی کاهش می یابد.

سوال : شانه منحنی B بیانگر چیست؟



پاسخ



شانه منحنی B بیانگر این واقعیت است که در دوزهای پایین سلولها قادر به ترمیم بعضی از آسیبهای زیر کشنده هستند.

در منحنی A شانه وجود ندارد و فقط اطراف یک قسمت خطی تشکیل شده است. یعنی هر دوز بیشتر از صفر کشنده است. لذا اگر آسیبی توسط این پرتوها به سلول وارد شود آنقدر شدید است که قطعا کشنده است و قابل ترمیم نمی باشد.

هرچه سلول نسبت به پرتو حساس تر باشد شیب قسمت خطی منحنی بقا بیشتر می شود.



آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش

- آسیب‌های سلولی ناشی از تابش ممکن است به آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک منجر شوند. آب مروارید، لوسمی، انواع دیگر سرطانها و اریتما از آسیب‌های نوع اول و جهش‌های ژنتیکی مثالهایی از آسیب‌های نوع دوم هستند.
شدت بروز آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک تابع عواملی مانند :
 - ❖ مقدار دوز جذب شده
 - ❖ قابلیت پرتو یون ساز در ایجاد یونیزاسیون در بافت انسانی
 - ❖ سطحی از بدن که تحت تابش قرار گرفته است.
 - ❖ نوعی از بافت بدن که تحت تابش قرار گرفته است.

آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش


• اثرات سوماتیک

وقتی سلول‌های سوماتیک (بدنی) موجود زنده تحت اثر تابش پرتوهای یون ساز دچار آسیب شوند این آسیب را سوماتیک گویند.

آسیب‌های زودرس

آسیب‌های دیررس

آسیب‌های سوماتیک



آسیب‌های زودرس در فاصله زمانی کوتاهی (چند دقیقه، ساعت، روز و یا چند هفته) بعد از پرتوگیری آشکار می شوند. دوز نسبتاً زیادی لازم است تا این آثار رخ دهند. آسیب‌های دیررس بعد از فاصله زمانی نسبتاً طولانی آشکار می شوند.

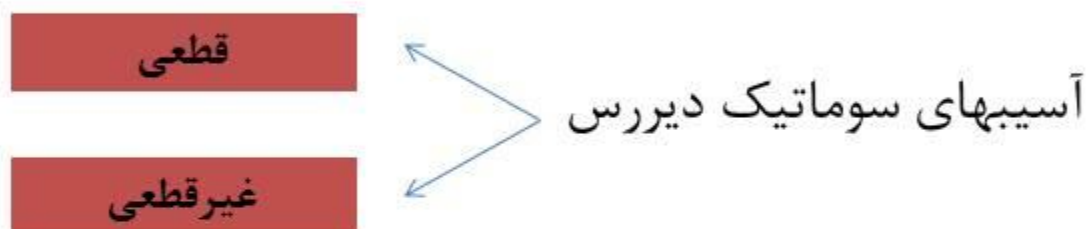
آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش

• اثرات سوماتیک زودرس

- در آزمایشات رادیولوژی تشخیصی (به جز آزمایشات فلوروسکوپی با دوز بالا) دوز جذبی به اندازه ای نیست که موجب بروز این دسته از آثار شود.
- اثرات تابش با دوز بالا:
- تهوع، خستگی، ریزش مو، اختلال خونی، اختلال روده ای، تب، پوسته پوسته شدن خشک یا مرطوب پوست، عقیمی موقت یا دائمی، آسیب به سیستم عصبی مرکزی
- آثار زودرس سوماتیک را سندروم (عارضه) حاد پرتوی می نامند. سندروم مراکز خون ساز، سندروم دستگاه گوارش و سندروم سیستم اعصاب مرکزی از آثار حاد پرتوی هستند و که پس از پرتوگیری به مقدار زیاد و در سطح تمام بدن ایجاد می شوند.

آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش

- اثرات سوماتیک دیررس



آسیب‌های دیررس قطععی شامل آسیب‌هایی هستند که ماه‌ها و سال‌ها بعد از پرتوگیری آشکار می‌شوند. این آثار ممکن است در نتیجه تابش تمام بدن یا قسمتی از آن با دوز بالا یا تابش دراز مدت با دوز پایین حاصل شوند. این آثار متناسب با دوز تابشی هستند. آب مروارید، فیبروز، کاهش باروری یا ناباروری از جمله این آثار می‌باشند.

آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش

- اثرات سوماتیک دیررس

آثار دیررس سوماتیک غیرقطعی آسیب‌هایی هستند که احتمال رخداد آنها وجود دارد ولی حتمی نیست. شدت بروز آنها به مقدار دوز تابشی وابسته نیست. ولی احتمال ایجاد آنها با مقدار دوز دریافتی متناسب است. سرطان از جمله این آسیب‌ها است. برای ایجاد این نوع آسیب‌ها دوز آستانه وجود ندارد به این معنی که حتی تابش‌های بسیار کم نیز می‌توانند آسیب‌های غیرقطعی ایجاد نمایند.

آسیب‌های سوماتیک و ژنتیک ناشی از تابش

• اثرات ژنتیک

تغییر ساختار مولکولی DNA سبب تغییر اطلاعات ژنتیکی سلول می شود. چنانچه این سلول یک سلول جنسی باشد، اطلاعات ژنتیکی دگرگون شده آن به نسل بعدی منتقل می شود. در نسل‌های بعدی این سلول جهش یافته موجب بیماری و یا ناهنجاری های ژنتیکی می شود.

جهش های ژنتیکی ناشی از پرتوهای یون ساز از نوع آثار دیررس غیرقطعی هستند. چون بعد از گذشت زمان نسبتاً طولانی آشکار می شوند و ایجاد آنها یک امر اتفاقی است. شدت آثار ایجاد شده با مقدار دوز هیچ ارتباطی ندارد.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

- واکنش پوست نسبت به پرتو

آثارحاد در مدت شش ماه

اریتمای اولیه: بعد از چند ساعت تا چند روز پس از پرتوگیری آشکار می شود و تا حدود چند روز باقی می ماند. این نوع واکنش ناشی از انبساط مویرگها در نتیجه آزاد شدن مواد شبه هیستامین است.

پوسته پوسته شدن خشک: این وضعیت معمولا بعد از اریتما ایجاد می شود و نتیجه آتروفی و تغییرات عروقی است. اگر دوز جذب شده به 300 cGy و در طی مدت سه هفته برسد، پوسته پوسته شدن خشک با ریزش مو همراه خواهد بود.

Erythema proper: معمولا در طی ۳ تا ۴ هفته ایجاد می شود پوست قرمز، گرم، متورم، نازک و حساس می شود و احساس سوختگی دارد.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

- واکنش پوست نسبت به پرتو

آثارحاد در مدت شش ماه

پوسته پوسته شدن مرطوب: اگر واکنش پوست در طی مرحله قبلی شدید باشد پوسته پوسته شدن مرطوب نیز به وجود می آید. پس از تابش 4000 cGy یا بیشتر در مدت ۴ هفته و یا 2000 cGy در یک جلسه ، این حالت در طی هفته چهارم بعد از تابش ظاهر می شود.

نکروز: نکروز پوست بعد از پرتوگیری به ندرت ایجاد می شود. ممکن است عفونت در ناحیه تحت تابش سبب نکروز شود. حتی ممکن است بدون وجود عفونت و در صورت آسیب دیدگی عروق خونی و بافت پیوندی بعد از ۲ ماه نکروز ایجاد شود.

Hyperpigmentation: پس از erithema proper پیگمانتاسیون پوست افزایش می یابد یعنی رنگدانه ها در پوست تجمع بیشتری می یابند.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

• چشم

- لنز یک بافت شفاف است که چنانچه کدورتی در آن ایجاد شود سبب کوری و یا کاهش بینایی می شود. ایجاد هر نوع تغییر قابل تشخیص در لنزها را آب مروارید گویند.
- پرتوگیری لنز سبب تشکیل فیبرهای غیرطبیعی در لنز میشود که قابل دفع نیستند و باعث کدورت لنز و آب مروارید می شوند.
- در دوزهای کم کدورت خفیف و ثابت است و تاثیر زیادی در دید چشم ندارد ولی دوزهای بالا سبب کدورت بیشتر و حتی کوری می شوند. دوز آستانه برای ایجاد این حالت 400cGy است که در مدت سه هفته یا سه ماه دریافت شود.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

• سندروم مراکز خون ساز

□ تابش پرتو با دوز حدود ۲ تا ۱۰ گری سبب ایجاد سندروم مراکز خون ساز می شود .
علائم اولیه چند ساعت بعد از پرتوگیری ظاهر می شوند و ممکن است تا چند روز
باقی بمانند. حدود ۴ هفته هیچ نشانه ای از بیماری دیده نمی شود. هر چند در این
مدت تعداد سلولهای محیطی خون در حال کاهش است. کاهش سلولهای خونی به
علت واکنش مغز استخوان به پرتو است.

□ سلولهای مراکز خون ساز در مغز استخوان از نظر میتوزی فعال و تمایز نیافته هستند
از این رو به پرتوهای یون ساز حساس می باشند. این سلولها بعد از پرتوگیری عقیم
می شوند و در نتیجه تولید گلبولهای قرمز، سفید و پلاکتها در خون کاهش می یابد.

□ چند هفته ای طول می کشد تا تعداد گلوبولها به حداقل خود برسد و این زمانی است
که گلبولهای بالغ خون با توجه به نیم عمر بیولوژیکی به تدریج از جریان خون حذف
می شوند و از طرفی توسط سلولهای مادر قادر به جایگزینی نمی باشند و اثر
پرتوگیری ظاهر می شود.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

• سندروم مراکز خون ساز

□ علائم این بیماری:

✓ استفراغ

✓ اسهال خفیف

✓ بی قراری و بی حالی

اگر دوز جذب شده کشنده نباشد، ممکن است بعد از دو تا ۴ هفته وحتى پس از ۶ ماه بهبودی حاصل شود.

اما اگر پرتوگیری شدید باشد کاهش سلولهای خونی ادامه می یابد تا آنکه فرد دیگر نمی تواند در برابر عفونتها مقابله کند. درست قبل از مرگ خونریزی و دفع آب بدن اتفاق می افتد. مرگ در اثر عفونت عمومی، عدم تعادل الکترولیتها و کم شدن آب بدن رخ می دهد.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

• سندروم دستگاه گوارش

□ جذب دوز ۱۰ تا ۵۰ گرمی سبب ایجاد سندرم دستگاه گوارش می شود. بافت روده یک بافت تجدید شونده است و مداوما سلولهای جدید در طی یک دوره ۳ تا ۵ روزه جایگزین سلولهای قدیمی می شوند. سلولهای کریپت در قاعده مخاط فعالیت میتوزی بالایی دارند و در مقابل پرتو حساس اند. پرتوگیری سبب نابودی این سلولها می شود. در نتیجه سلولهای جدید ساخته نمی شوند و به تدریج مخاط روده خالی از سلول و فرسوده می شوند.

□ در چنین شرایطی روده قادر به جذب مایعات و الکترولیتها نیست و مستعد ایجاد عفونت می شود.

□ علائم اولیه این سندروم استفراغ و اسهال است که بعد از چند ساعت ظاهر می شود و حتی تا یک روز هم ممکن است ادامه یابد. سپس در یک دوره ۳ تا ۵ روزه هیچ علامتی دیده نمی شود ولی بعد از آن تهوع، استفراغ، اسهال و کم اشتهایی ظاهر می شود

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

- سندروم دستگاه گوارش

- جلوگیری از پیشرفت بیماری و درمان آن امکان پذیر نیست و بیمار در عرض ۴ تا ۱۰ روز بعد از پرتوگیری می میرد.
- در واقع دریافت دوز بیش از ۱۰ گری سبب ایجاد سندروم مراکز خونی نیز در بیمار می شود ولی قبل از آنکه علائم بیمار آشکار شود بیمار در اثر سندروم دستگاه گوارش می میرد.

مثالهایی از آثار سوماتیک قطعی

• سندروم سیستم عصبی مرکزی

□ پرتوگیری با دوزی بیش از ۵۰ گری سبب ایجاد سندروم سیستم عصبی مرکزی می شود. معمولاً پس از چند دقیقه تهوع و استفراغ شدید به وجود می آید. بعضی از بیماران حالت عصبی دارند و از احساس سوختگی پوست شکایت می کنند. ممکن است بیمار بینایی و هوشیاری خود را کاملاً از دست بدهد.

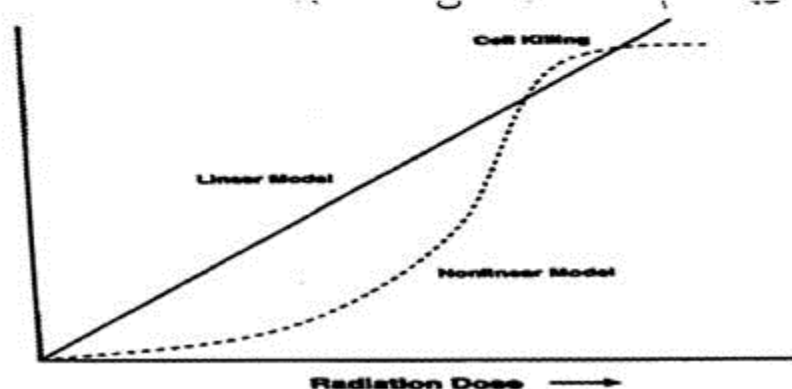
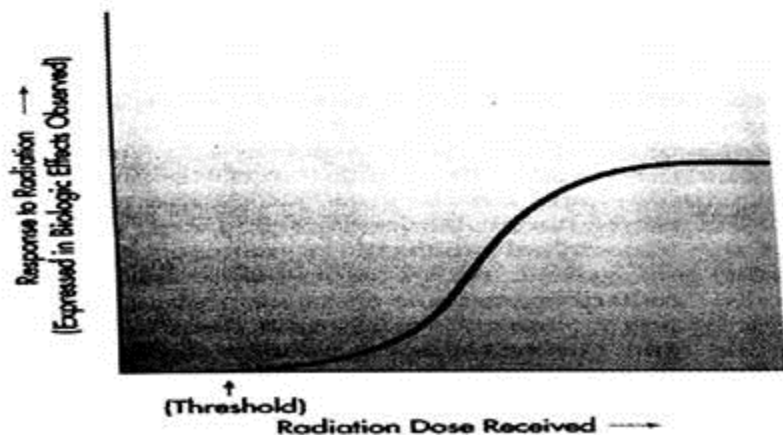
□ بعد از این علائم اولیه، بیمار یک دوره وقفه ۱۲ ساعته را طی میکند. البته ممکن است در طی این مدت علائم اولیه بیماری مجدداً ظهور کند. پس از سپری شدن دوره وقفه، همان علائم اولیه با شدت بیشتری ظاهر می شود. شخص کنترل عضلانی خود را از دست می دهد. دچار تنگی نفس، اسهال، تشنج و اغما شده و سرانجام می میرد.

سرطان زایی پرتوهای یون ساز

- سرطان زایی پرتوهای یون ساز یک اثر سوماتیک دیررس غیرقطعی است. پرتوهای یون ساز هم به عنوان عامل اولیه و هم به عنوان عامل تشدید کننده در ایجاد سرطان نقش دارند. همچنین می توانند بر فرآیندهای ایمنی بدن که در دفع سلولهای سرطانی موثر است، اثر مخرب داشته باشند.
- در نتیجه افزایش بی رویه تقسیم سلولی سرطان به وجود می آید. اختلال در عملکرد ژنهایی خاص که در تقسیم سلولی نقش دارند موجب سرطانی شدن سلول می شود. اگر این ژنها جهش یابند باعث تغییراتی می شوند که سلول را وادار به تکثیرهای متوالی و بیش از اندازه می کنند.
- علاوه بر ژنها بعضی پروتئین ها هم در کنترل تقسیم سلولی نقش دارند. در سلولهای جهش یافته فعالیت آنزیمی این پروتئین ها دچار اختلال می شود.
- پرتو یون ساز یکی از عواملی است که می تواند موجب جهش در سلول شود.

منحنی پاسخ-دوز و تخمین مخاطره

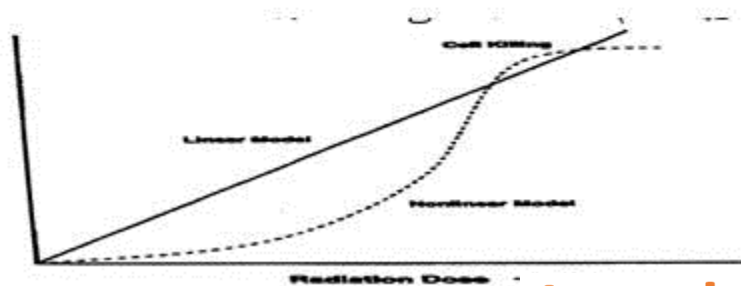
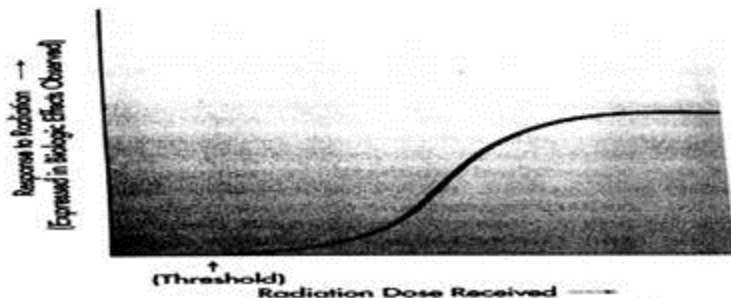
- تخمین خطر ایجاد آسیب های ناشی از پرتوها با منحنی پاسخ-دوز نمایش داده می شود. ایجاد آسیب بر روی محور عمودی و مقدار دوز جذب شده بر روی محور افقی مشخص می شود.
- تا قبل از سال ۱۹۹۰ منحنی منحنی غیرخطی بدون آستانه برای ایجاد سرطان و آثار ژنتیک در نظر گرفته می شد. بعد از سال ۱۹۹۰ با توجه با اطلاعات جدید پیشنهاد شد که منحنی پاسخ دوز سرطان به صورت خطی بدون آستانه در نظر گرفته شود. در این مدل تخمین فراوانی سرطان ناشی از دوزهای کم از پرتوهایی با LET پایین بیشتر از تخمین منحنی غیر خطی بدون آستانه است. این مدل نسبت به مدل غیر خطی محافظه کارانه تر است.



شکل ۱۲-۶: منحنی پاسخ-دوز ایجاد یک آسیب قطعی

منحنی پاسخ-دوز و تخمین مخاطره

- مدل پاسخ-دوز غیرخطی برای دوزهای کم تخمین کمتر و در دوزهای متوسط تخمین بیشتری را پیش بینی میکند. شکل عمومی تر منحنی غیرخطی، کاهش سرطان در دوزهای بسیار بالا را پیش بینی می کند که ناشی از کشته شدن سلول و کاهش جمعیت سلولها است.
- تخمین مخاطره آثار قطعی ناشی از دوزهای بالا مثل مشکلات خونی را می توان با منحنی پاسخ دوز دارای آستانه نمایش داد. در چنین مواردی تا دوز جذبی به حد معینی (دوز آستانه) نرسد واکنشی روی نمی دهد.
- آستانه مربوط به آسیبهای پرتوی مختلف با یکدیگر متفاوت است. پاشنه این منحنی (تغییرات تدریجی پاسخ در دوزهای نسبتاً پایین) حاکی از وقوع پدیده ترمیم است. منحنی در دوزهای خیلی بالا هم تغییرات تدریجی دارد. چون قبل از آنکه آثار ناشی از آن ظاهر شود موجودات زنده یا بافت مورد نظر از بین می رود



شکل ۱۲-۶: منحنی پاسخ-دوز ایجاد یک آسیب قطعی

لی و غیر خطی پاسخ دوز برای سرطان ناشی از پرتوهای با LET پایین

تابش منفرد و تابش تقطیعی

- ❑ برخورد پرتوهای LET بالا با سلولها شدید است چون در ناحیه کوچکی از بافت به صورت متراکم برخورد می کنند. بنابراین احتمال اینکه با یک سلول چندین برخورد داشته باشند، وجود دارد. سلول در اثر چندین برخورد متحمل آسیب شدیدی می شود که احتمال بهبودی و ترمیم آسیب برای آن کم است.
- ❑ در رابطه با پرتوهای LET پایین وضعیت کاملا متفاوت است. برخوردهای آنها در بافت پراکنده است. لذا اگر دوز تابشی کم باشد احتمال ایجاد دو برخورد در سلول کم است و سلول می تواند آسیب وارده در اثر یک برخورد را ترمیم نماید. وجود شانه در منحنی بقای سلول در تابش دهی با LET پایین به همین دلیل است.
- ❑ اگر تابش دهی با این پرتوها (LET پایین) در چندین نوبت انجام گیرد سلول خود را بازسازی می نماید این نوع رژیم تابش دهی را رژیم تقطیعی می گویند.
- ❑ مقدار دوز مورد نیاز برای ایجاد یک اثر خاص بیولوژیک در رژیمهای تقطیعی بیش از دوز مورد نیاز برای ایجاد همان اثر در یک رژیم یک جلسه ای (منفرد) است.



پرتوگیری جنین

عوارض پرتوگیری جنین

- تاخیر در رشد جنین
- مرگ در مرحله جنینی
- مرگ پس از تولد
- ناهنجاریهای مادرزادی

احتمال ایجاد عوارض در جنین به عوامل زیر بستگی دارد

- مقدار دوز دریافتی
- مرحله بارداری در هنگام پرتوگیری
- آهنگ دوز(مقدار دوز در واحد زمان)

پرتوگیری جنین

عوارض پرتوگیری در جنین در مراحل مختلف بارداری

قبل از ۲ تا
۳ هفتهگی

- سبب ناهنجاری مادرزادی نمی شود
- احتمال سقط جنین را افزایش می دهد

بین هفته
۴ تا ۱۱

- ناهنجاری های شدید مادرزادی

بین هفته
۱۱ تا ۱۶

- ناهنجاری خفیفی در چشم، اسکلت و دستگاه تناسلی

بین هفته
۱۶ تا ۲۰

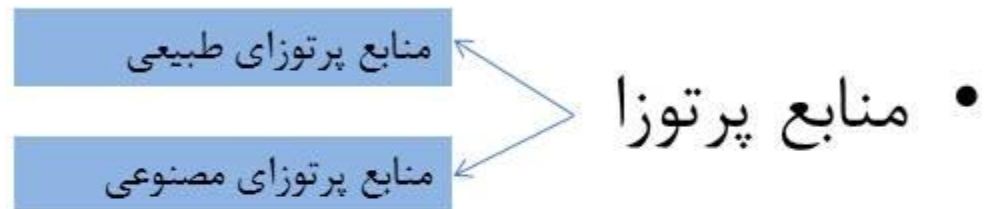
- درجه خفیفی از عقب افتادگی ذهنی و جلوگیری از رشد

بعد از هفته
۳۰

- سبب ناهنجاری ساختمانی مهمی نمی شود اما ممکن است باعث ناتوانی های فیزیکی گردد



حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز



- پرتوگیری شغلی: هرگونه پرتوگیری افراد به واسطه اشتغال را پرتوگیری شغلی می نامند مانند پرتوگیری در مراکز تشخیصی، معادن اورانیوم
- پرتوکاران باید در نواحی کنترل شده کار کنند. نواحی کنترل شده عبارتست از ناحیه مشخصی که در آن پرتوگیری افراد زیرنظر سرپرست حفاظت پرتوی انجام می گیرد.
- هر نوع اقدام جهت کنترل و کاهش پرتوگیری منابع پرتوزای مصنوعی، حفاظت پرتوی نامیده می شود.

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

- یکی از برنامه های اساسی حفاظت، اندازه گیری شدت پرتوزایی در محل‌هایی است که از مواد رادیواکتیو و یا دستگاه‌های مولد پرتو ایکس و گاما استفاده می شود. این نوع اندازه گیری را دوزیمتری می گویند.
- انواع دوزیمترها
 - ✓ کالیمترها
 - ✓ دوزیمترهای گازی
 - ✓ دوزیمترهای TLD
 - ✓ دوزیمترهای جرقه زن
 - ✓ دوزیمترهای نیمه هادی
 - ✓ دوزیمترهای شیمیایی

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

✓ کالیترها

جذب انرژی از پرتوهای یون ساز سبب ایجاد گرما در مواد می شود. با اندازه گیری افزایش دمای ماده ای که تحت تابش قرار گرفته می توان دوز جذب شده را اندازه گیری نمود. دوزهای کم را نمی توان با آن اندازه گیری کرد و بسیار کند است. برای کالیبراسیون دیگر دوزیمترها استفاده می شود.

✓ دوزیمترهای گازی

شامل یک اتاقک محتوی گاز است. برخورد پرتو با گاز درون اتاقک سبب یونیزاسیون مولکولهای آن می شود. با اندازه گیری مقدار یونهای ایجادشده می توان مقدار دوز جذب شده را اندازه گیری کرد.

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

✓ دوزیمترهای TLD

اگر کریستال ترمولومینسانس تحت تابش پرتو قرار بگیرد الکترون باند ظرفیت انرژی کافی برای رسیدن به باند هدایت را پیدا می کند این الکترون می تواند به یک سطوح انرژی جدید بین این دو باند (تله) انتقال یابد و در دماهای بالا از تله خارج شده به باند ظرفیت با تابش نور بازگردد. با اندازه گیری مقدار نور خروجی مقدار دوز جذب شده اندازه گیری می شود.

✓ دوزیمترهای جرقه زن

موادی که خاصیت فلورسانس دارند تحت تابش پرتو قرار گرفته ، انرژی کسب کرده و از باند ظرفیت به باند هدایت می روند و دوباره به ظرفیت بازگشته و از خود نور تولید می کنند. سنجش نورتولیدی متناسب با دوز جذب شده است.

تفاوت با TLD: نور بلافاصله بعد از پرتوگیری و بدون نیاز به گرم کردن بلور تولید می شود.

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

✓ دوزیمترهای نیمه هادی

در این دوزیمترها پرتو یون ساز سبب تولید الکترون و حفره در نیمه هادی کی شود که با جمع آوری آنها توسط میدان الکتریکی، دوز جذب شده اندازه گیری می شوند.

✓ دوزیمترهای شیمیایی

ویژگی های شیمیایی بعضی مواد در اثر جذب پرتوهای یون ساز تغییر می کند. این تغییرات متناسب با دوز جذب شده است.

دوزیمتر فریک: شامل محلول سولفات فرو است در اثر جذب پرتو یون Fe^{2+} به Fe^{3+} تبدیل می شوند و با اندازه گیری آنها مقدار دوز جذب شده تعیین می گردد.

دوزیمتر فوتوگراف: همان فیلم عکاسی با امولوسیون برمید نقره است که با یک پوشش کاغذی از نور محافظت می شود. با سنجش مقدار تیرگی روی فیلم بعد از ظهور و ثبوت مقدار دوز جذب شده اندازه گیری میشود.

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

دوزیمتری فردی

دوزیمتری است که به ناحیه ای از لباس پرتوکاران نصب می شود و برای تخمین مقدار پرتوگیری آنها به کار می رود.

ویژگی های دوزیمتری فردی:

- پاسخ آن سریع و دقیق باشد
- دوز پرتوها را در یک بازه وسیع انرژی اندازه گیری نماید.
- کوچک و سبک باشد
- اگر در مرکزی از چند نوع پرتو استفاده می شود باید بتواند نوع پرتو را تشخیص دهد.
- ثبات و ارزانی

حفاظت در برابر پرتوهای یون ساز

سه نوع متداول دوزیمتری فردی

✓ فیلم بچ

همان دوزیمتر فوتوگرافیک است

مزیت :

مقدار دوز جذب شده روی آن ثبت و نگهداری می شود- ارزان است
عیب آن عدم امکان ارزیابی دوز جذب شده در همان لحظه پرتوگیری است.

✓ TLD

مزیت: استفاده از آن به شکل مکرر

عیب آن عدم امکان ارزیابی دوز جذب شده در همان لحظه پرتوگیری است

✓ قلمی همان اتاقک یونیزاسیون

مزیت: امکان قرائت دوز جذب شده در همان لحظه- استفاده مکرر از آن امکان پذیر

است



جزوه باما

دانلود جزوات، نمونه سوالات
و پروپونته‌های دانشگاهی

Jozvebama.ir

Jozvebama.ir

