بسم تعالی

اصول سیستم های تصویر نگاری پزشکی

نحوه ی ارزشیابی پایان ترم	
فعالیت کلاسی	2 نمره
امتحان میان ترم	3 نمره
امتحان پایان ترم	15 نمره

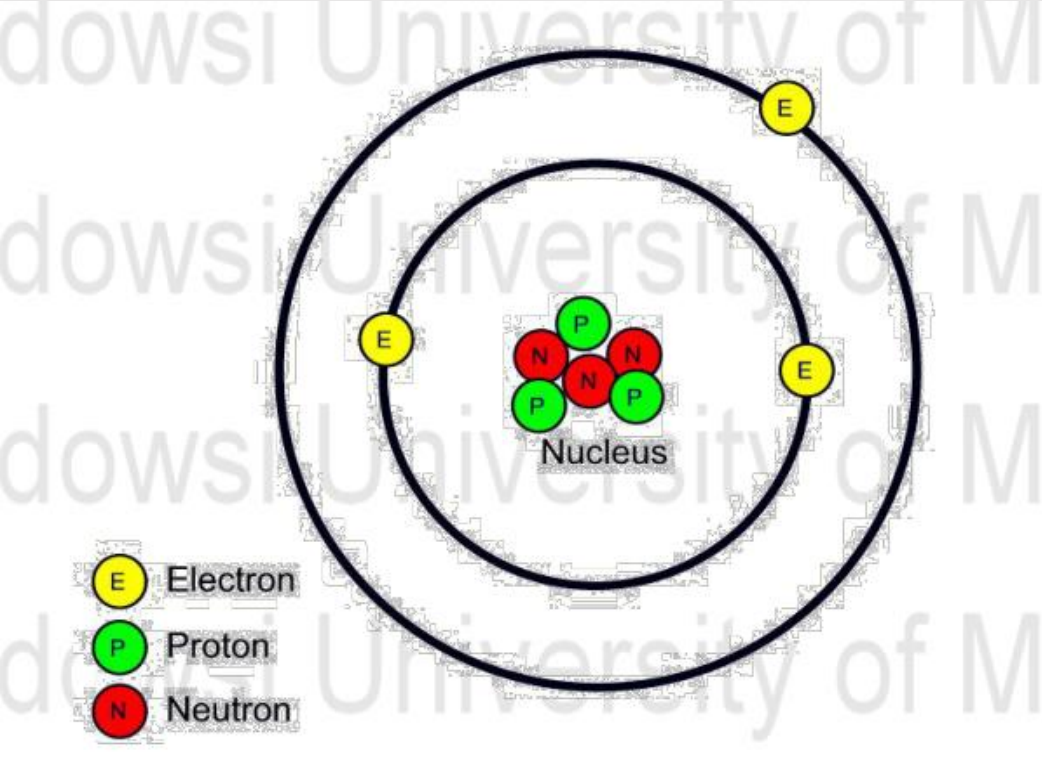
سرفصل های آموزشی

بخش اول	تصویر برداری از طریق اشعه ایکس
بخش دوم	تصویر برداری ماورای صوت
بخش سوم	تصویر برداری تشدید مغناطیسی
بخش چهارم	تصویر برداری هسته ای

اتم چیست؟

فرض کنید هرچیزی که در اطراف خود می‌بینید را به قطعات کوچک‌تری تقسیم کرده و این کار را بارها و بارها تکرار می‌کنیم. در نهایت متوجه می‌شویم که تمامی اجرامی که ما را احاطه کرده‌اند، از انواع مختلف اتم ساخته شده‌اند.

می‌توان گفت که یک اتم، کمترین و کوچکترین مقدار یک عنصر شیمیایی است.



ساختار اتم

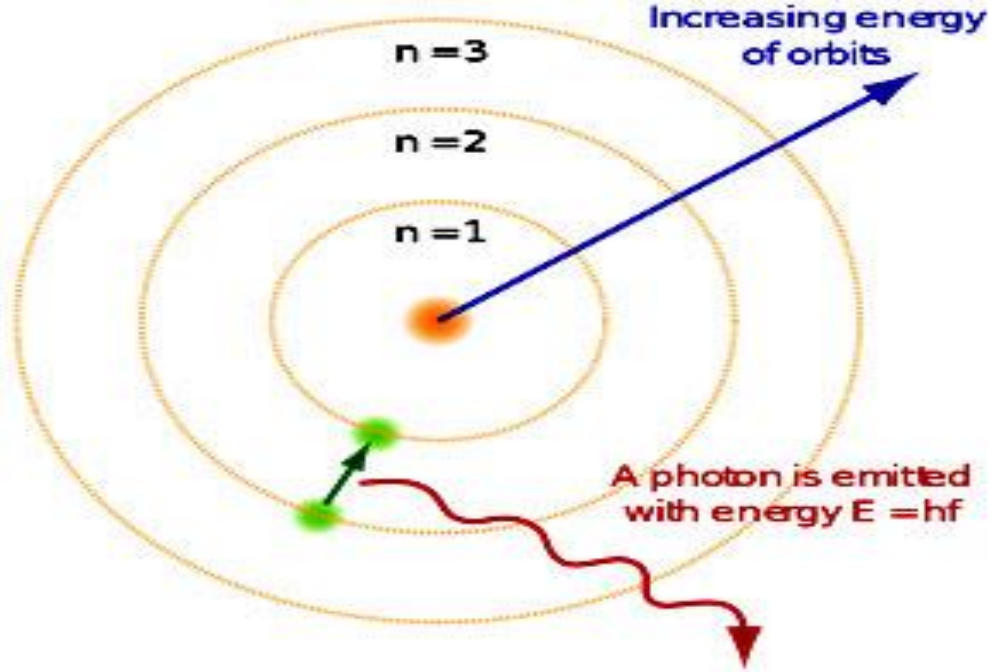
۱- اتم از سه ذره الکترون ، پروتون، نوترون ساخته شده است. پروتون و نوترون در داخل هسته و الکترون به دور هسته در حال گردش می باشد.

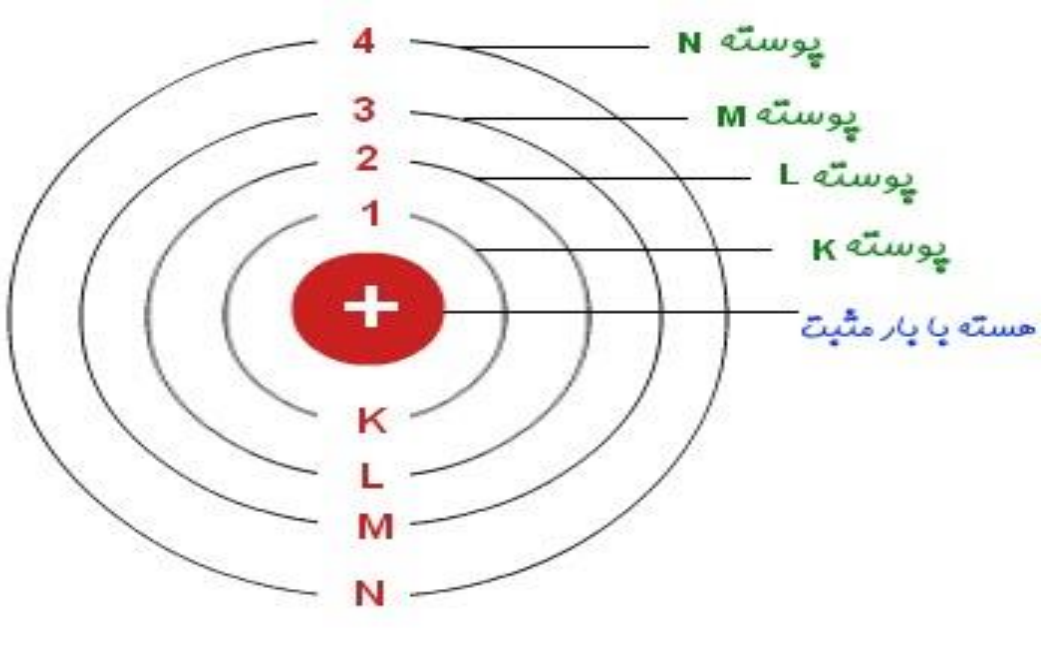
۲- بار پروتون مثبت و نوترون خنثی و بار الکترون منفی می باشد.

۳- مجموع تعداد نوترون ها و پروتون ها در هسته عدد جرمی نامیده می شود.

تراز انرژی الکترون

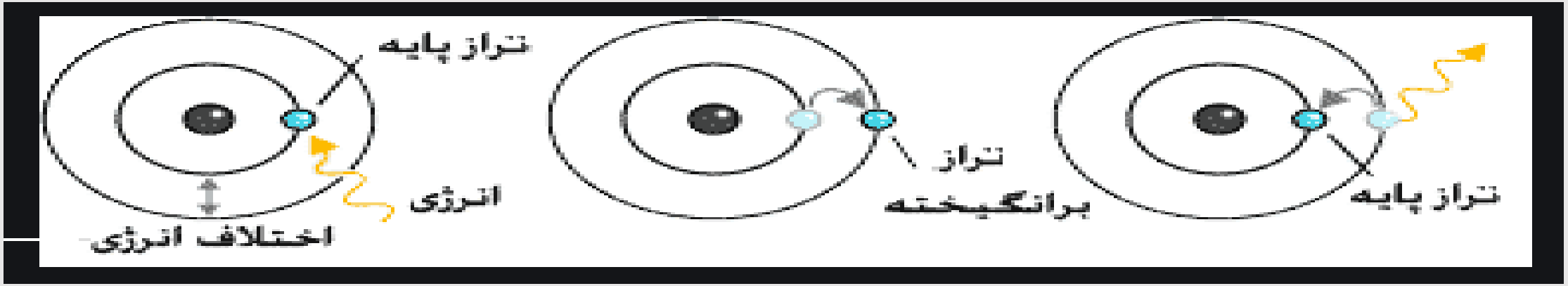
لایه الکترونی برای تعریف مدار یا مدارهایی در اطراف هسته اتم است که الکترون‌ها در حوزه آن، در اطراف هسته اتم، در نظر گرفته می‌شوند. نزدیک‌ترین لایه به هسته، لایه نخست، دومین لایه، لایه دوم و به همین صورت تا لایه هفتم، می‌توان برای تعداد لایه‌ها متصور بود.

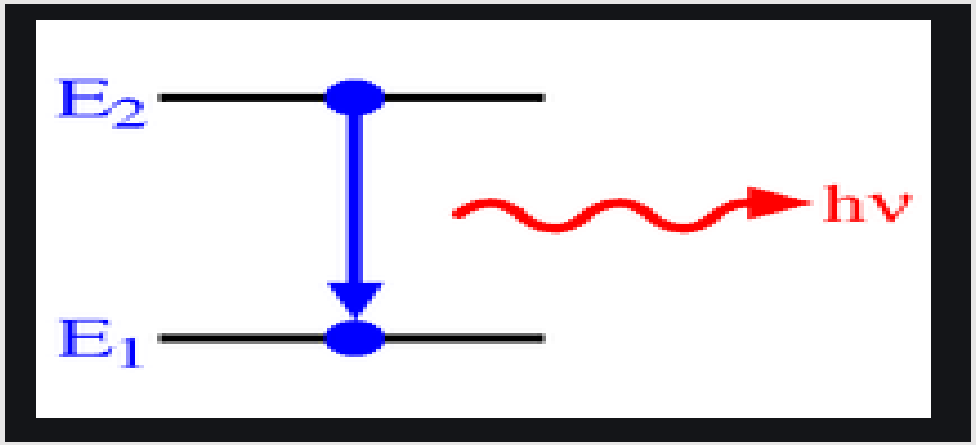


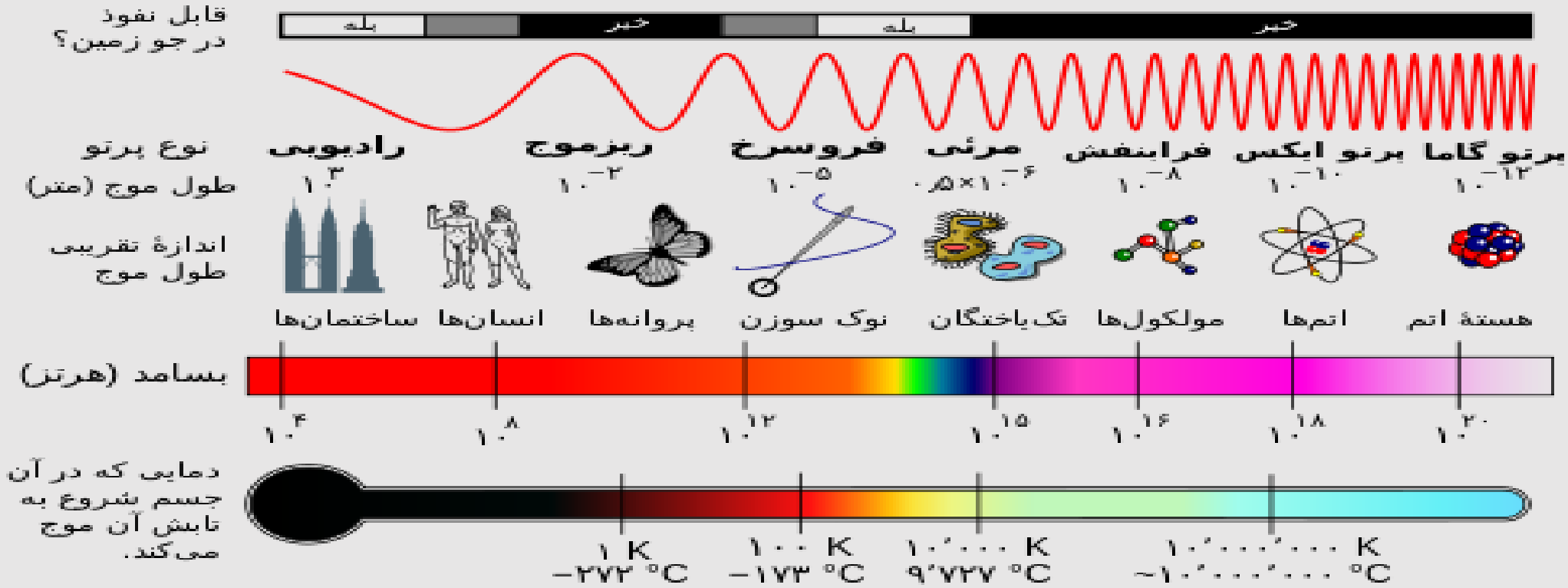


سطح برانگیخته چیست؟

سطحی است که الکترون بعد از جذب فوتون به آن سطح می‌رود. با **ساطع کردن فوتونی** که جذب شده الکترون می‌تواند به همان سطح اولیه‌اش بازگردد.



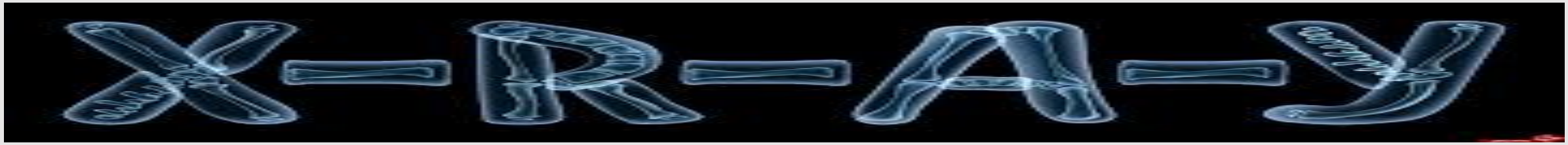




$$\lambda = \frac{V}{f}$$

۱- هرچه از سمت راست به سمت چپ پیش می رویم فرکانس کمتر و طول موج بیشتر می شود.
۲- هر چه بسامد یا فرکانس بالاتر انرزی بالاتر خواهد بود.
۳- انسان قادر به دیدن نور مرئی می باشد و بقیه طول موج ها قابل دیدن نمی باشد
۴- طول موج نور مرئی از ۳۰۰ تا ۷۰۰ انگستروم می باشد

اشعه X



اشعه ایکس

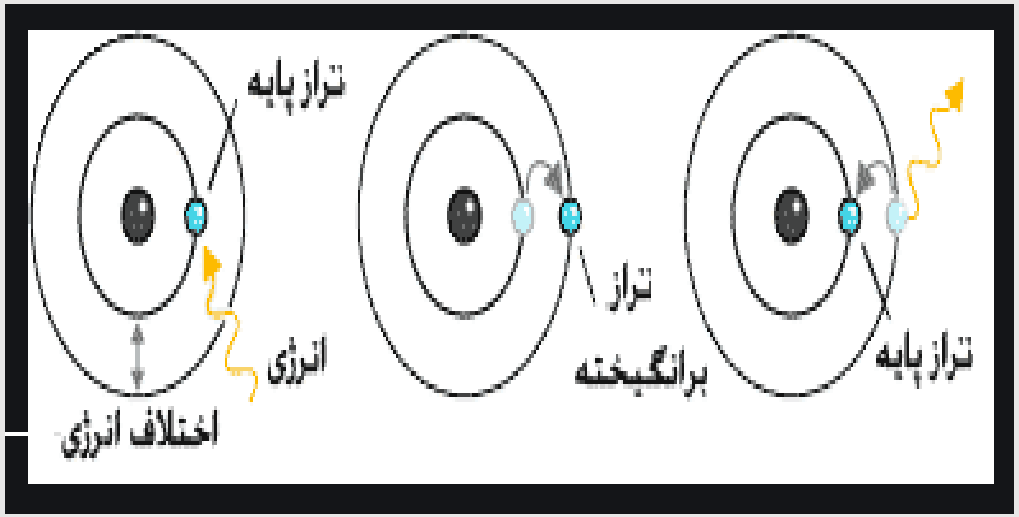
اشعه ایکس شکلی از پرتوهای الکترومغناطیسی است، همانطور که نور مرئی، اشعه مادون قرمز، مایکرو ویو و امواج رادیویی این گونه هستند.

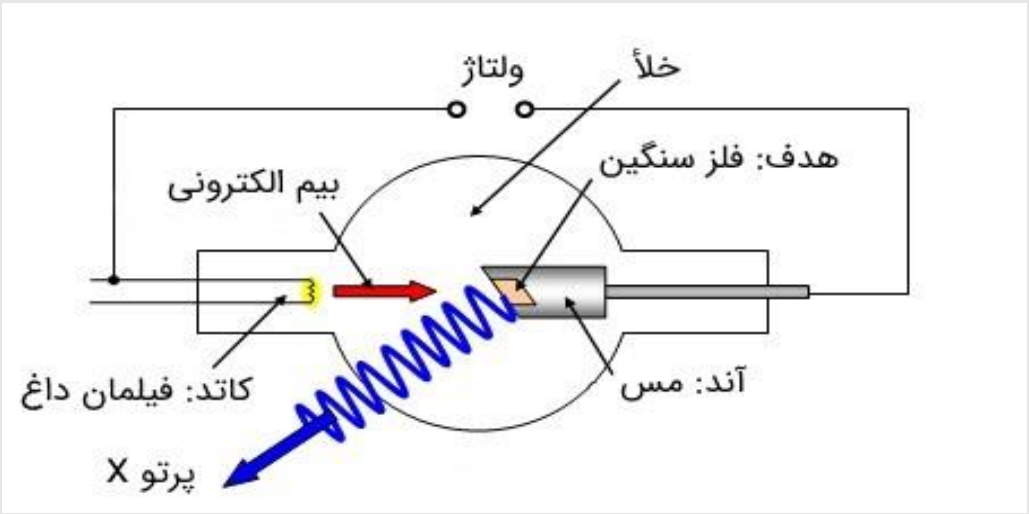
اما پرتوهای ایکس در مقایسه با سایر انواع پرتوها انرژی بیشتری دارند. فوتون اشعه ایکس می‌تواند صدها یا هزاران بار پرانرژی‌تر از فوتون نور مرئی باشد.

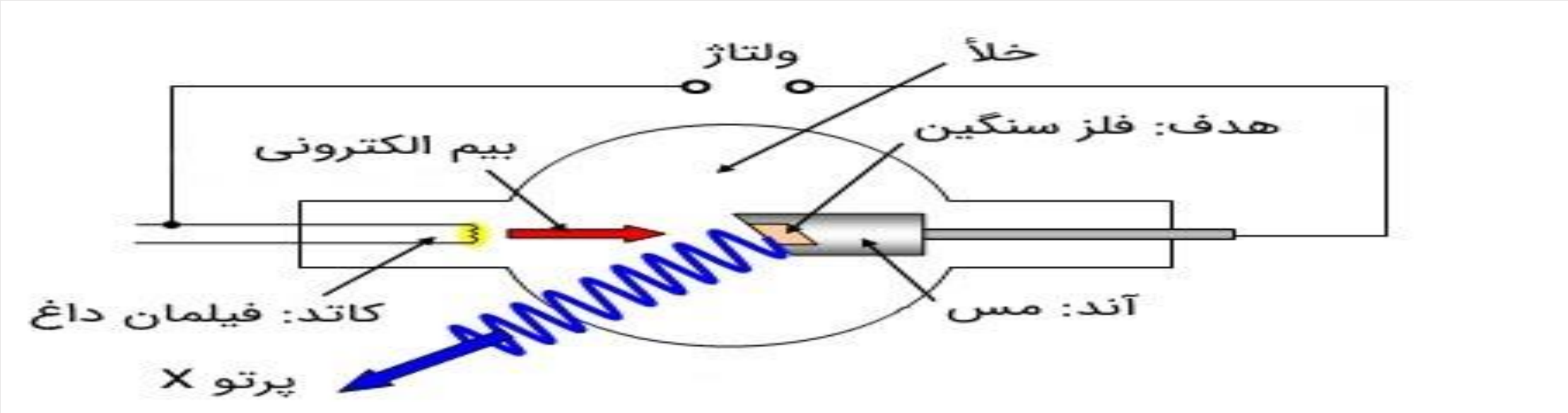
ویلهلم رونتگن در سال ۱۸۹۵ برای اولین باز پرتوهای ایکس را توصیف کرد و این دستاورد اولین جایزه نوبل در فیزیک را برای او به بار آورد.

فرایند تولید اشعه X

اشعه ایکس را به وسیله بمباران هدفی فلزی با باریکه ای از الکترون های سریع تولید می کنند







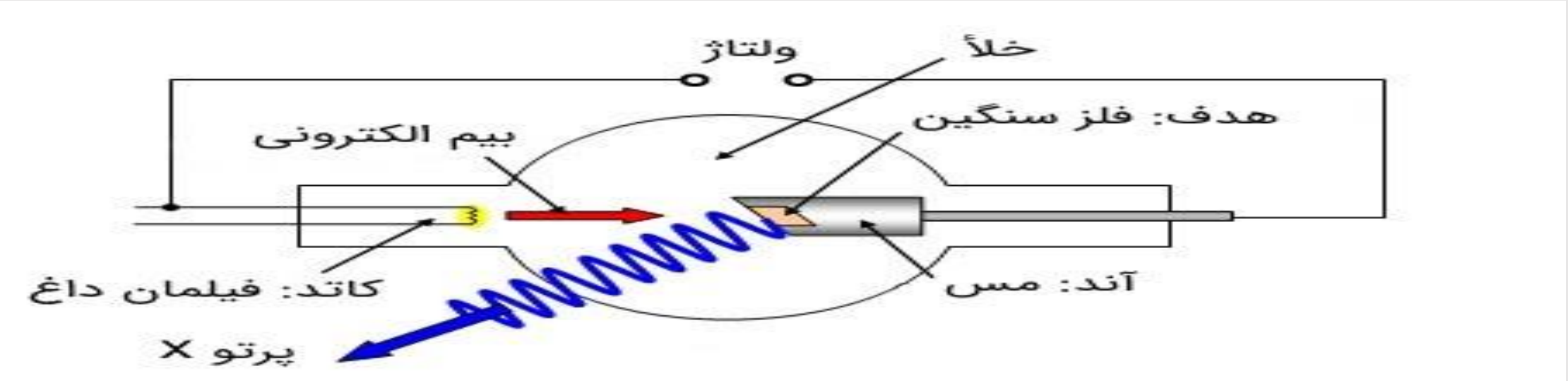
اجزای لامپ مولد اشعه x

لامپ

این لامپ از جنس شیشه پیرکس است که درون آن خلاء بوده و حاوی دو الکترود است. لامپ به گونه ای طراحی شده که الکترونهای تولید شده در قطب منفی (کاتد یا فیلامنت) تحت تاثیر اختلاف پتانسیل زیاد به سمت قطب مثبت (آند) شتاب می گیرند. برخورد این الکترونها به آند منجر به تولید پرتو ایکس می شود.

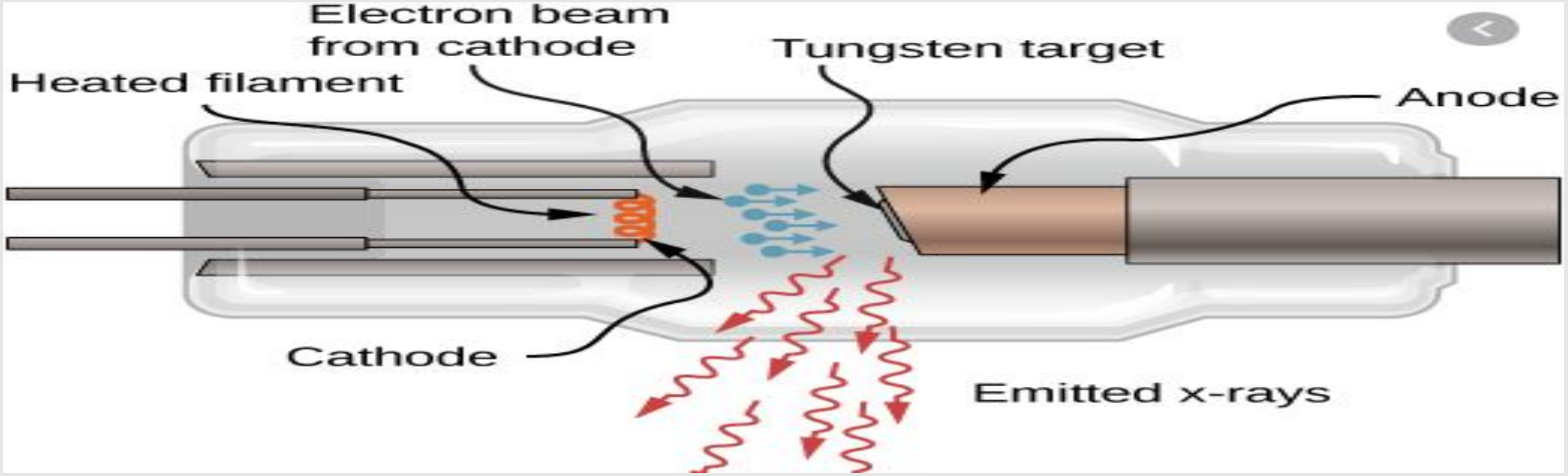
کاتد:

قطب منفی لامپ اشعه Xاست که حاوی فیلامان یا منبع تولید الکترون و سرپوش کانونی است. فیلامان خود دارای ولتاژ 10 ولت و جریان 3 تا 5 آمپر است و به وسیله آن گرم می شود



آند:

قطب مثبت لامپ اشعه Xمیباشد که به دو صورت ثابت و دوار میباشد. آندهای ثابت یک صفحه کوچک تنگستن به ضخامت 2تا 3 میلی متر میباشند که در یک بلوک بزرگ مس قرار داده شده اند. به چند دلیل جنس آند از تنگستن انتخاب شده است. این ماده عدد اتمی بالایی دارد و لذا بازده تولید اشعه بالاتری دارد. نقطه ذوب بالای تنگستن تحمل حرارتی خوبی به آن میدهد و در ضمن این ماده در جذب، انتقال و پراکنده سازی گرما نیز عملکرد خوبی دارد.آند را در بلوک مسی قرار میدهند تا انتقال و دفع گرما به خوبی صورت بگیرد. به دلیل اینکه در سیستمهای قدرتمند امروزی گرمای زیادی در سطح هدف ایجاد میگردد نیاز به روشی بود که تحمل گرما را برای هدف آسان سازد، لذا آندهای ثابت جای خود را به آندهای دوار دادند. این آندها مقاومت لامپ را در برابر گرمای زیاد ناشی از اکسپوژرهای طولانی افزایش میدهند.این آندها با سرعتی حداقل برابر دور در دقیقه میگردند. هدف استفاده از آند دوار پخش گرمای ایجاد شده در خلال یک اکسپوژر، در سطح بزرگی از آند است. به دلیل تابش الکترونها به سطح آند پس از مدتی در سطح آن ناهمواری و و فرورفتگی هایی مشاهده میشود که این تغییرات فیزیکی ناشی از فشارهای حرارتی بوده و باعث کاهش خروجی لامپ اشعه می¬شوند به همین دلیل در ساخت آند مقداری رنیوم به تنگستن اضافه می¬کنند تا مقاومت سطحی آن افزایش یابد.



اثر فوتوالکتریکی

اگر یک صفحه فلزی را تحت تابش فیزیک امواج پر انرژی قرار دهیم، پرتو کاتدی و یا الکترون های شتابدار از صفحه فلزی منتشر می شود. و همچنین اگر بین دو صفحه فلزی اختلاف پتانسیل الکتریکی بسیار زیادی ایجاد کنیم، الکترون های لایه ظرفیت اتم های فلز، انرژی زیادی دریافت می کنند و در نتیجه سطح فلز را ترک می کنند و به سمت آند پیش می روند. در این عمل چون هم نور و الکتریسیته دخالت دارند به این پدیده، اثر فوتو الکتریک می گویند. در واقع تمام مواد (جامد، مایع و گاز) می توانند در شرایط خاصی تحت تاثیر اثر فوتوالکتریک، پرتو کاتدی از خود گسیل کنند، گاهی به پرتو کاتدی، فوتوالکترون نیز می گویند

پایان جلسه اول

جلسه دوم
اصول سیستم های تصویر نگاری

تعامل اشعه X وتعامل با ماده

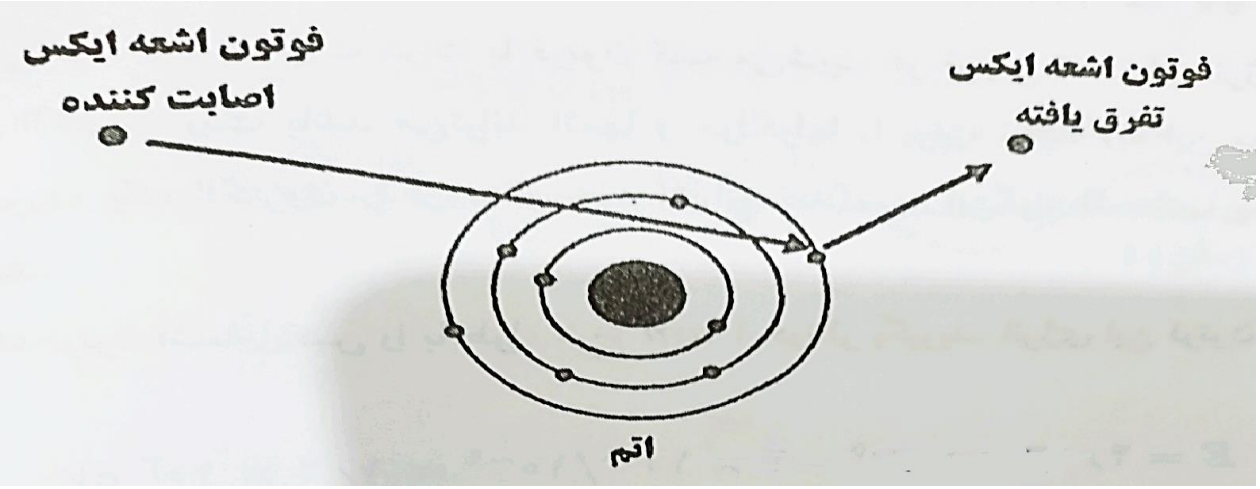
اشعه ایکس می تواند هم با الکترون های یک اتم و هم با هسته آن تعامل نماید.اما در محدوده انرژی تشخیصی، به دلیل کم بودن انرژی اشعه برای تعامل با هسته،احتمال تعامل اشعه با الکترون ها بیشتر است.

به پنج طریق فوتون های اشعه ایکس میتوانند با اتم ها و مولکول های ماده تعامل نمایند.

۱- پدیده تفرق هماهنگ
۲- فتوالکتریک
۳- تفرق کامپتون
۴-تولید زوج
۵- واپاشی نوری

تفرق هماهنگ

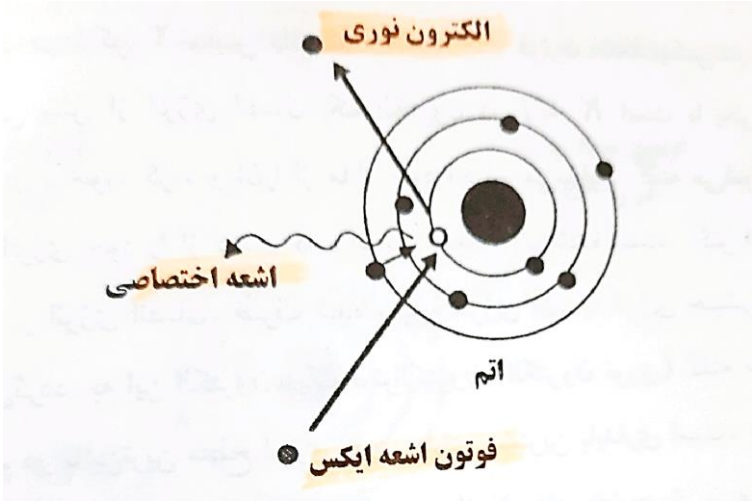
فوتون با یک ذره برخورد کرده و با تغییر بسیار اندک و قابل صرف نظر کردنی در انرزی خود منحرف شده و به راستای دیگری هدایت می گردد. به این گونه تعامل تفرق هماهنگ می گویند. این گونه تعامل در اشعه کم انرزی به وقوع می پیوندد که اشعه ، انرژی لازم را برای اخراج الکترون های مداری و یونیزه کردن اتم و ملکول ندارد و این نوع تعامل سبب یونیزه شدن نمی گردد



اثر فتوالکتریک

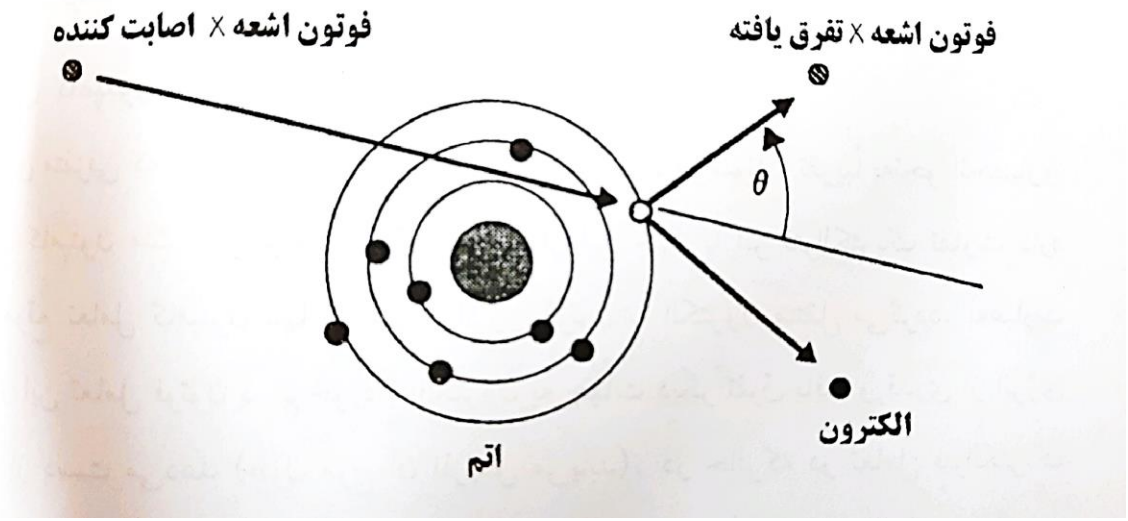
می دانیم که الکترون های نزدیک به هسته به انرزی زیادی برای جداسازی نیاز دارند. برای مثال عنصرید با عدد اتمی ۵۳ را در نظر بگیرید. سطح انرژی برای لایهk ،L، M در این اتم به ترتیب ۳۳/۲-،۴/۳-و ۰/۶- می باشد. بنابراین برای ازاد کردن یک الکترون لایه K از قید هسته اتم ید به ۳۳/۲ انرزی نیازهست .در این اثر یک فوتون اشعه ایکس در حالی که دارای انرژی کمی بیش از انرزی اتصال یک الکترون در لایه Kاست با یکی از الکترون های مداری برخورد کرده و آن را از مدار خود اخراج می نماید . گفته می شود تمام انرزی این فوتون ، که تمام انرزی خود را از دست داده است، جذب اتم شده است.

در نتیجه انرزی فوتون اشعه ایکس برای جداسازی الکترون مداری صرف شده و مابقی انرزی به صورت انرزی جنبشی الکترون آزاد شده بدل می گردد ، به این الکترون یک فوتو الکترون (الکترون نوری) گفته می شود.هم چنین جای خالی الکترون اخراج شده ، تقریبا بلادرنگ توسط الکترونی ار لایه های خارجی تر پر می گردد و یک اشعه اختصاصی یا اشعه فلورسنت نبز در قالی یک فوتون اشعه ایکس ساطع می گردد



تفرق کامپتون

تفرق کامپتون از این جهت با اثر فتو الکتریک تفاوت دارد که در موقع تعامل کامپتون تنها بخشی از انرزی فوتون به الکترون منتقل می شود .به عبارتی دیگر در این تعامل فوتون در برخورد با الکترون به جهات دیگر تفرق یافته و قدر از انرژی خود را ازدست می دهد (طول موج .....)می یابد. در حالی که در تعامل فتوالکتریک فوتون کاملا توسط اتم جذب می شود.



تولید زوج و واپاشی

هسته اتم در این دو تعامل شرکت دارد . به طور کلی، این تعامل ها برای وقوع، به فوتون های پر انرزی در حد ا مگا الکترون ولت نیاز دارند . و بهمین دلیل دارای اهمیت کمتری در رادیولوژی اشعه ایکس هستند.
تولید زوج به فرایندی گفته می شودکه در ان یک فوتون پر انرژی کاملا توسط هسته جذب می شود وبه دوذره الکترون و پوزیترون تبدیل می گردد.

در واپاشی نوری ،یک فوتون پر انرزی با هسته تصادم کرده و سبب اخراج یک یا چند جز هسته ، همانند نوترون و یا پروتون ، از آن می گردد

شدت یک پرتو اشعه ایکس

شدت یک پرتو ایکس به صورت مقدار توان ور واحد سطح آن پرتو تعریف می شود. توان موجود در یک پرتو ایکس به تعداد فوتون هایی کهدر واحد زمان از سطح مقطع پرتو عبور می نماید و هم چنین به انرزی این فوتون ها بستگی دارد. بنابراین ، شدت یک پرتو ایکس ، تابعی از تعداد فوتون و انرژی فوتون ها بوده و با تغییر در یکی از این دو عامل ، می تواند تغییر داده شود.

برای اندازه گیری انرزی یک پرتو ایکس ،از دو واحد استفده می شود.

۱- رونگتن : واحدی برای اندازه گیری انرزی اشعه ایکس می باشد
۲- RAD : این واحد مقدار اشعه جذب شده توسط یک محیط را نشان می دهد

تضعیف

منظور از از تضعیف یا کاهش دسته پرتو اشعه ایکس ، کاهش ان به علت جذب و پراکندگی برخی از فوتون های خارج از دسته است . در شکل زیر دسته نازکی از پرتو های تولید شده توسط لامپ مولد اشعه ایکس در باریکه ساز یعنی یک صفحه سربی سوراخ دار غبور کرده و آشکار ساز شدت پرتو را اندازه می گیرد.
شدت پرتو تضعیف نشده I_0 است . با قرار دادن صفحه آلمینیومی بر سر راه دسته پرتو رونگتن شدت I به صورت نمایی کاهش می یابد پرتوهای کم انرزی(نرم) در مقایسه با پرتو های پر انرژی (سخت) به راحتی جذب می شوند .

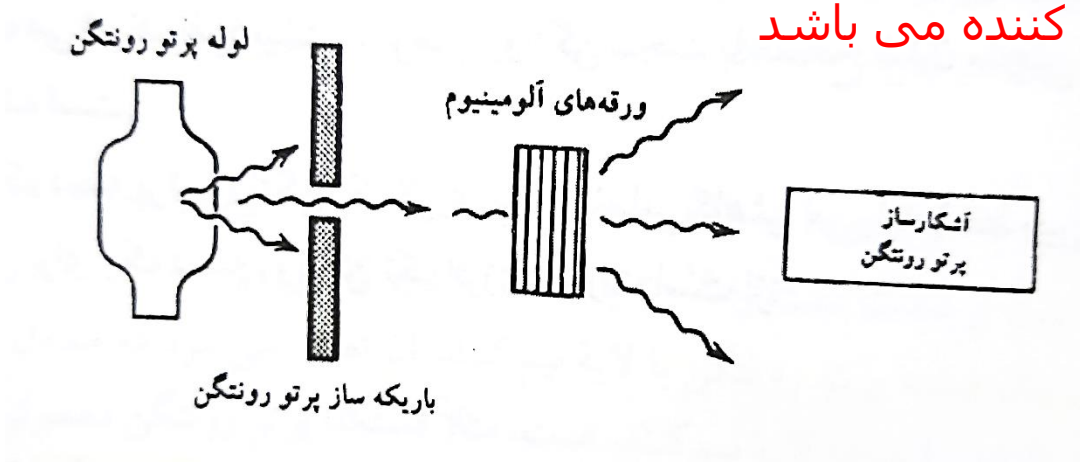
شدت یک دسته پرتو رونگتن تک انرزی به طور نمایی کاهش می یابد و از رابطه مقابل به دست می آید.

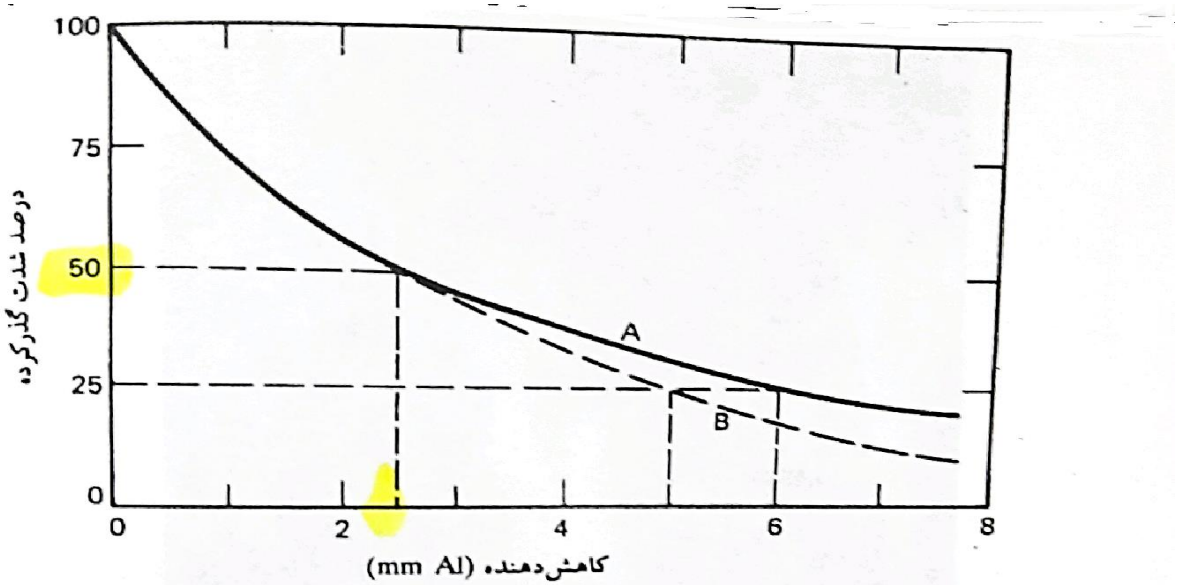
$$I=I_0 e^{-\mu x}$$

e عدد نپر و معادل 2.718

X ضخامت جذب کننده

μ ضریب کاهش خطی جذب کننده می باشد





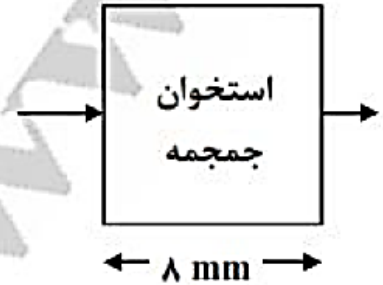
شکل ۱۱ـ۱۶. نمودارهای شدت عبورکرده برحسب ضخامت جذب کنندهٔ آلومینیومی برای (a) یک دسته پرتو رونتگن؛ (b) برای یک دسته پرتو رونتگن تک انرژی

لایه نیم کنندهHVL برای یک دسته پرتو رونگتن ضخامتی از ماده داده شده است که شدت پرتو را به نصف کاهش می دهد

$$HVL=\frac{0.693}{\mu}$$

μ ← ضریب جذب

۲۱ ـ اگر یک موج پر فرکانس با شدت $1/6\times10^{-8}\ W/m^2$ و فرکانس $1/2\ MHz$ مطابق شکل زیر وارد جمجمه بیماری شود، شدت آن در عبور از ۸ میلی‌متر ضخامت استخوان جمجمه نزدیک به کدام مورد ذیل است؟ لایه نیم جذب استخوان در این فرکانس معادل ۰/۲ سانتی‌متر می‌باشد.



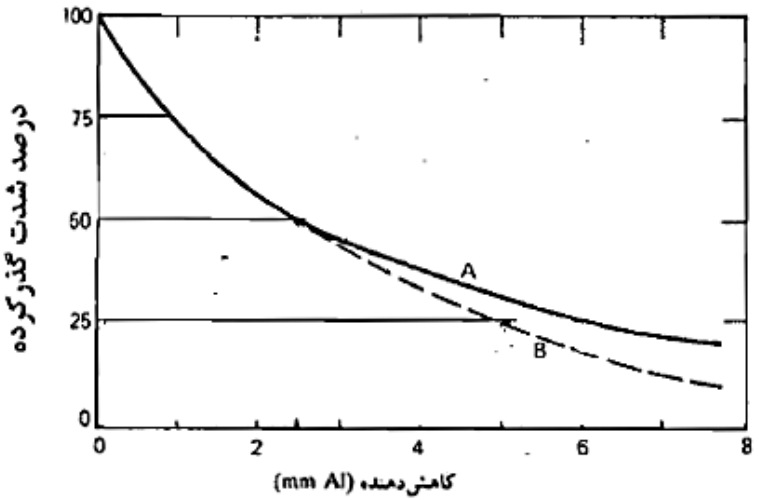
الف) $0/1\times10^{-8}$

ب) $0/2\times10^{-8}$

ج) $0/4\times10^{-8}$

د) $0/8\times10^{-8}$

۳۱ ـ نمودار مقابل ، نمایشگر درصد جذب دو نوع پرتو ایکس A (دسته پرتو ایکس غیرهمگن) و B (دسته پرتو ایکس تک انرژی) بر حسب ضخامت جذب‌کننده آلومینیم می‌باشد، کدامیک از موارد ذیل غلط است؟



الف) لایه نیم جذب اول پرتوهای ایکس غیرهمگن A معادل ۲/۵ میلی‌متر آلومینیم است.

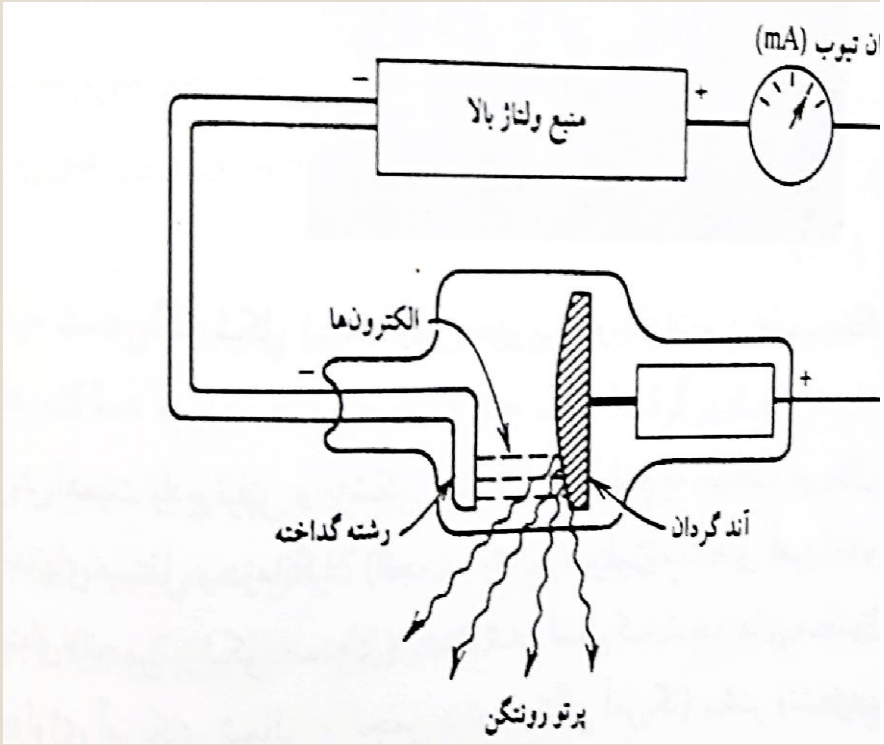
ب) پس از عبور پرتوها از لایه نیم جذب دوم، میزان پرتو خروجی A بیشتر از پرتو خروجی B می‌باشد.

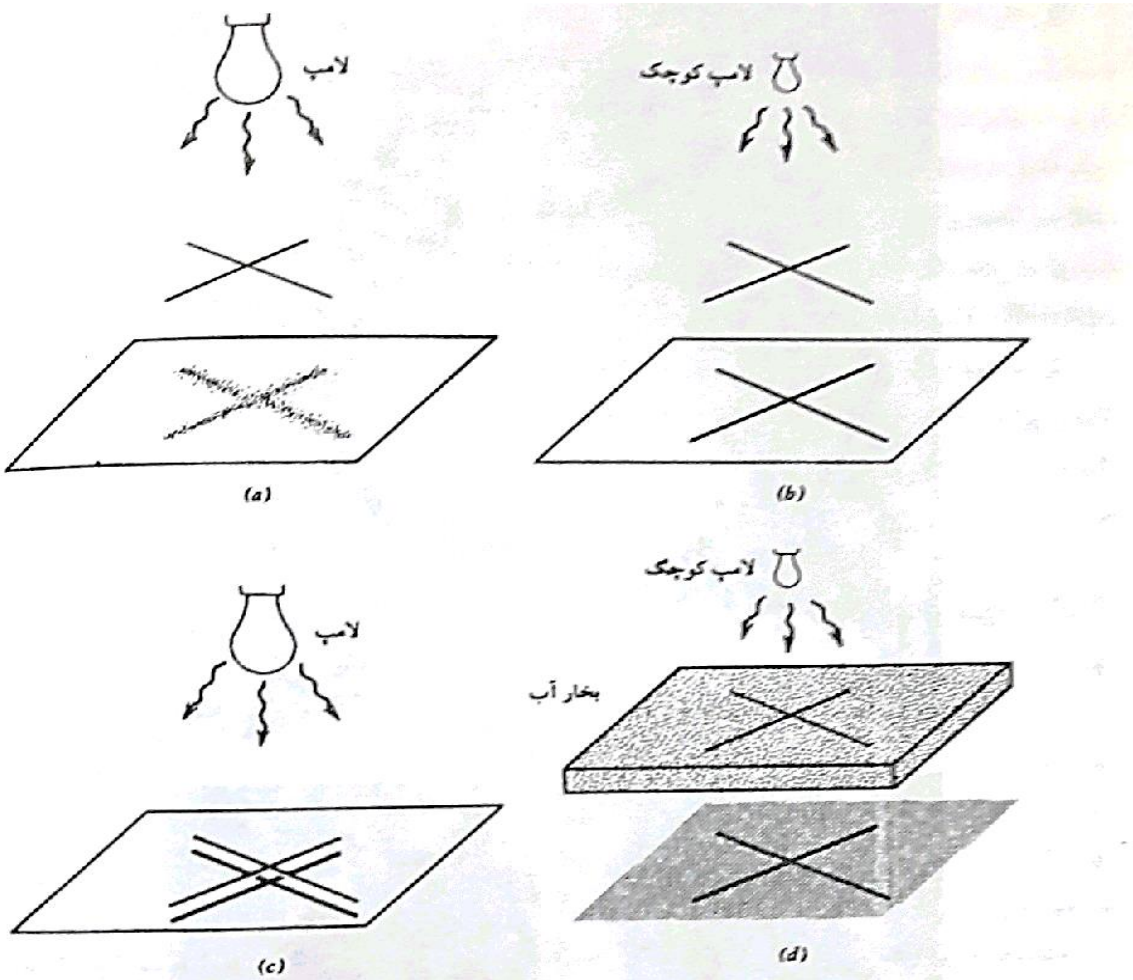
ج) لایه نیم جذب اول پرتوهای A و پرتوهای B یکسان است.

د) لایه نیم جذب دوم پرتوهای ایکس A به اندازه یک میلی متر بیشتر از لایه نیم جذب دوم پرتوهای ایکس B است.

تولید و آشکار سازی اشعه ایکس

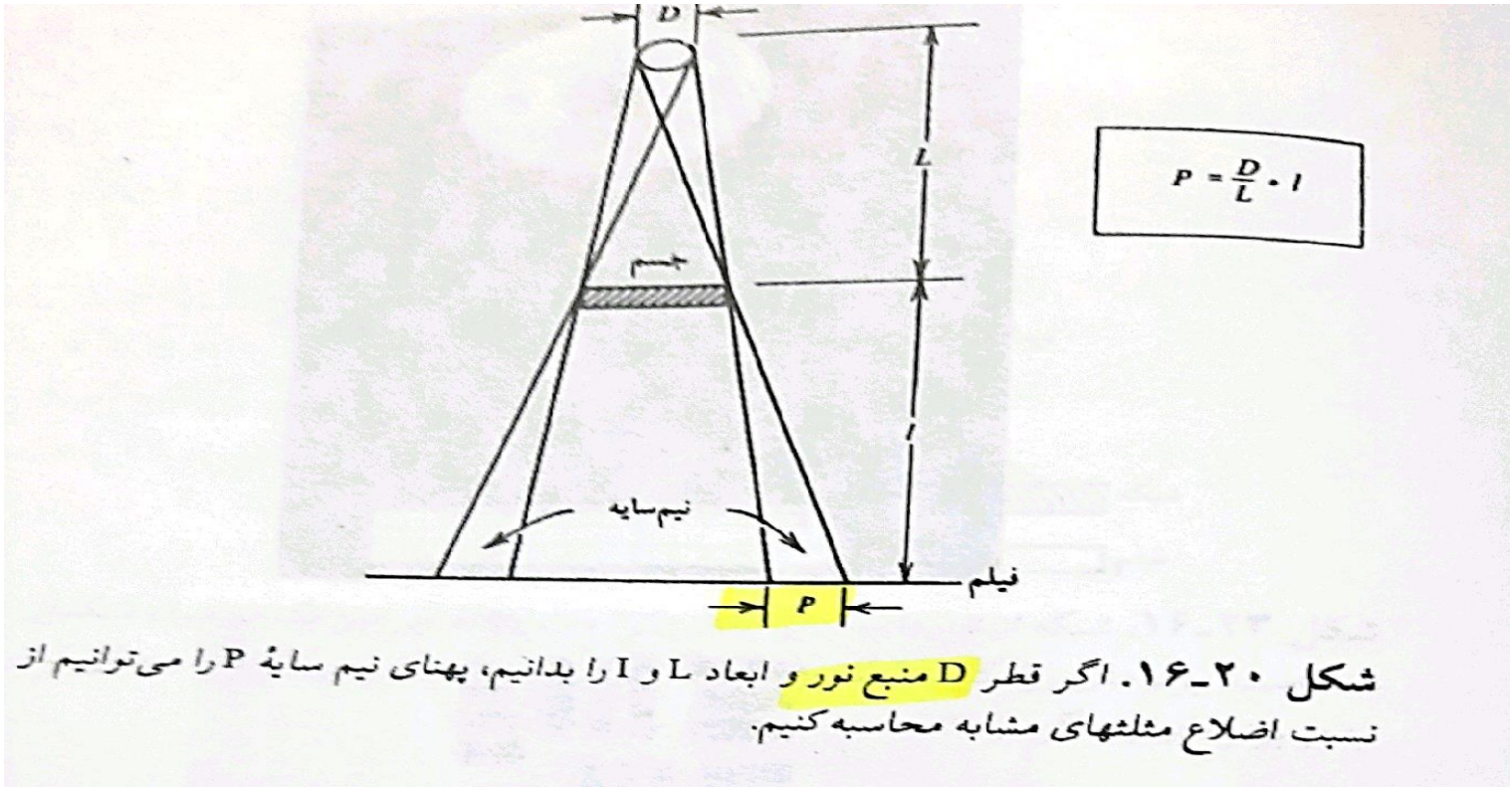
تصویر پرتو اشعه ایکس ، تصویر سایه مختلف بدن است که روی فیلم می افتد و آن را قبلا اسکیاگراف می نامیدند که واژه یونانی به معنای سایه نگار است.





شکل ۱۹ـ۱۶. اصول مربوط به انداختن سایه با نور مرئی. (a) استفاده از لامپ بزرگ باعث می‌شود سایهٔ جسم، که با کاغذ کمی فاصله دارد، تار شود. این سایه را می‌توان با (b) به‌کارگیری یک لامپ کوچکتر یا (c) نزدیک‌تر کردن جسم به کاغذ تیزتر کرد. (d) قرار دادن بخار آب بین لامپ و کاغذ که بخشی از نور را جذب و بقیه را پراکنده می‌کند کنتراست سایه را کاهش می‌دهد.

محدود کننده اشعه و شبکه ها



شکل ۲۰ـ۱۶. اگر قطر D منبع نور و ابعاد L و I را بدانیم، پهنای نیم سایهٔ P را می‌توانیم از نسبت اضلاع مثلثهای مشابه محاسبه کنیم.

نیم سایه مانع تشخیص طرح های کوچکتر است

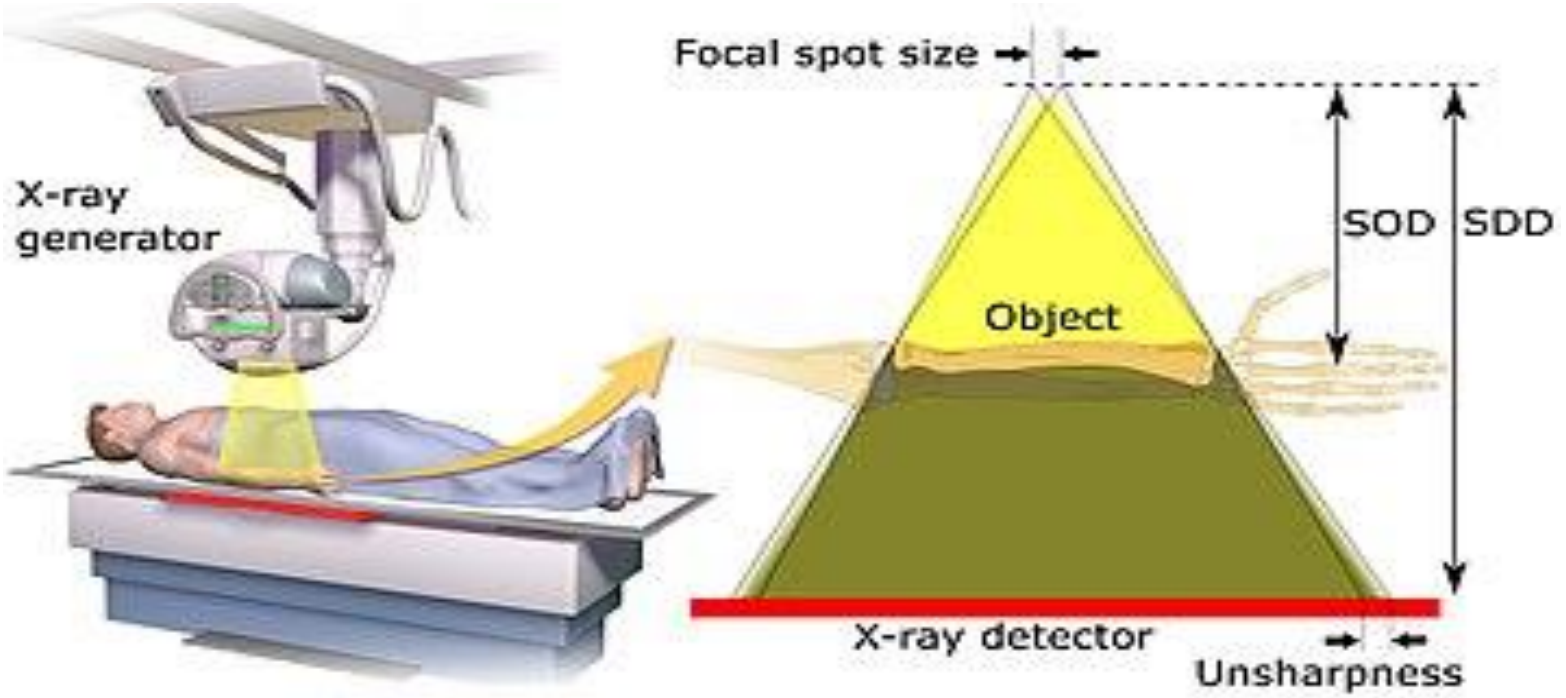
محدود کننده اشعه ایکس :

۱- مخروط ها

۲- استوانه ها

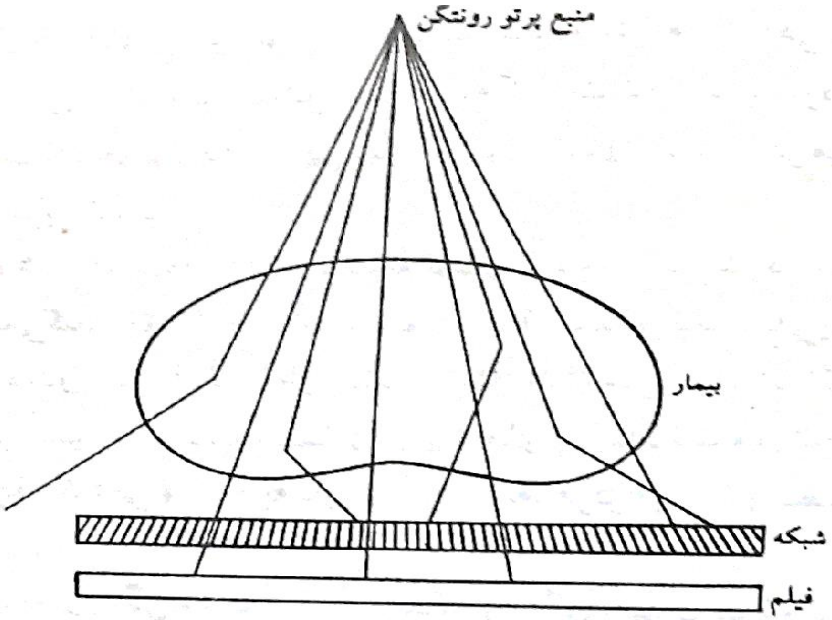
۳- میزانگر ها

میزان گر ها مطلوب ترین محدود کننده اشعه ایکس هستند . با به کار گیری ان ها ، اندازه میزان اشعه ایکس قابل تنظیم می باشد. اندازه میدان اشعه ایکس توسط یک دیافراگم روزنه دار متحرک ، قابل تنظیم بوده و میدان اشعه ، توسط یک لامپ نوری که در فاصله یکسانی از مرکز اینه بر روی میزانگر نصب شده است، روشن می گردد.

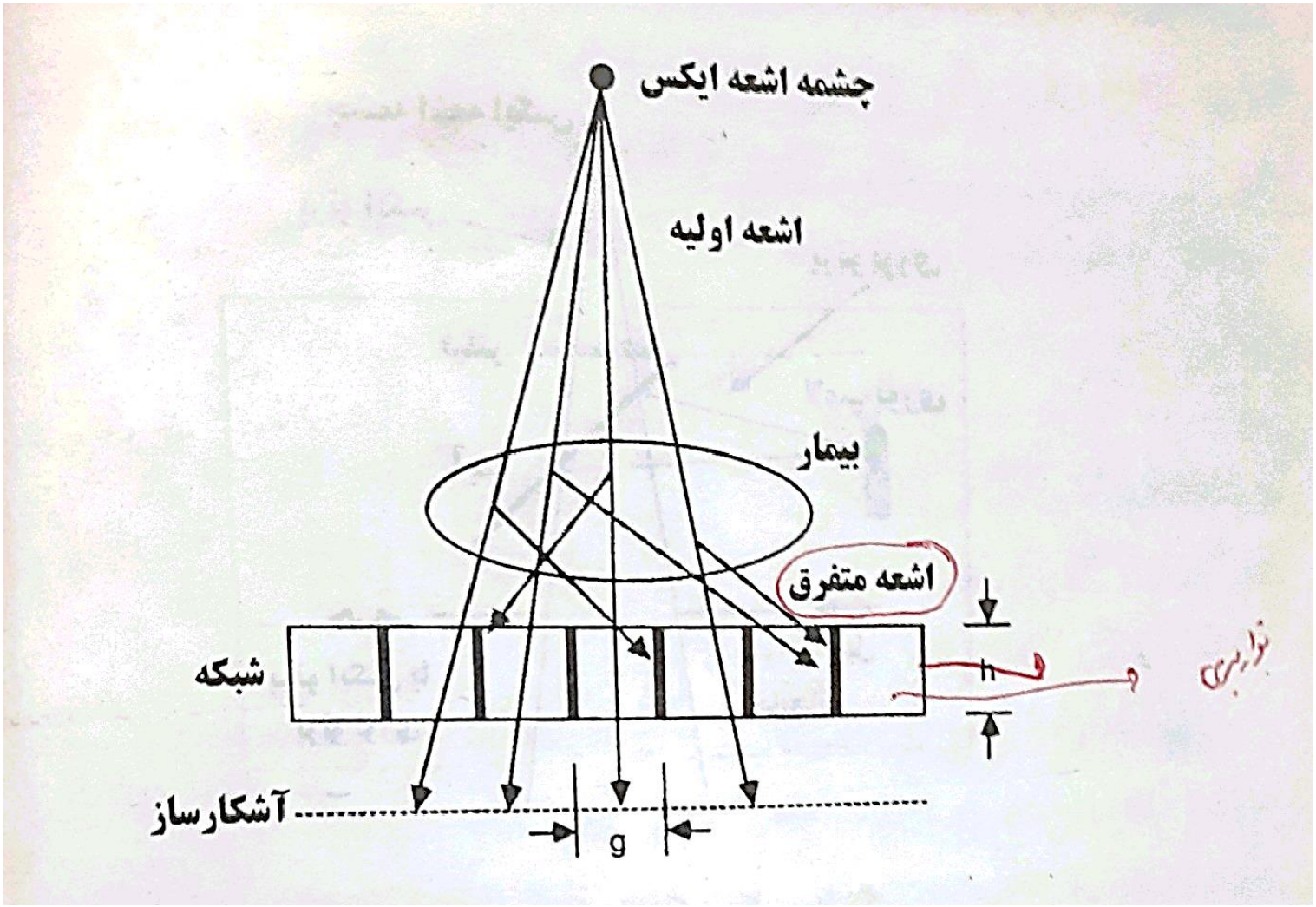


شبکه

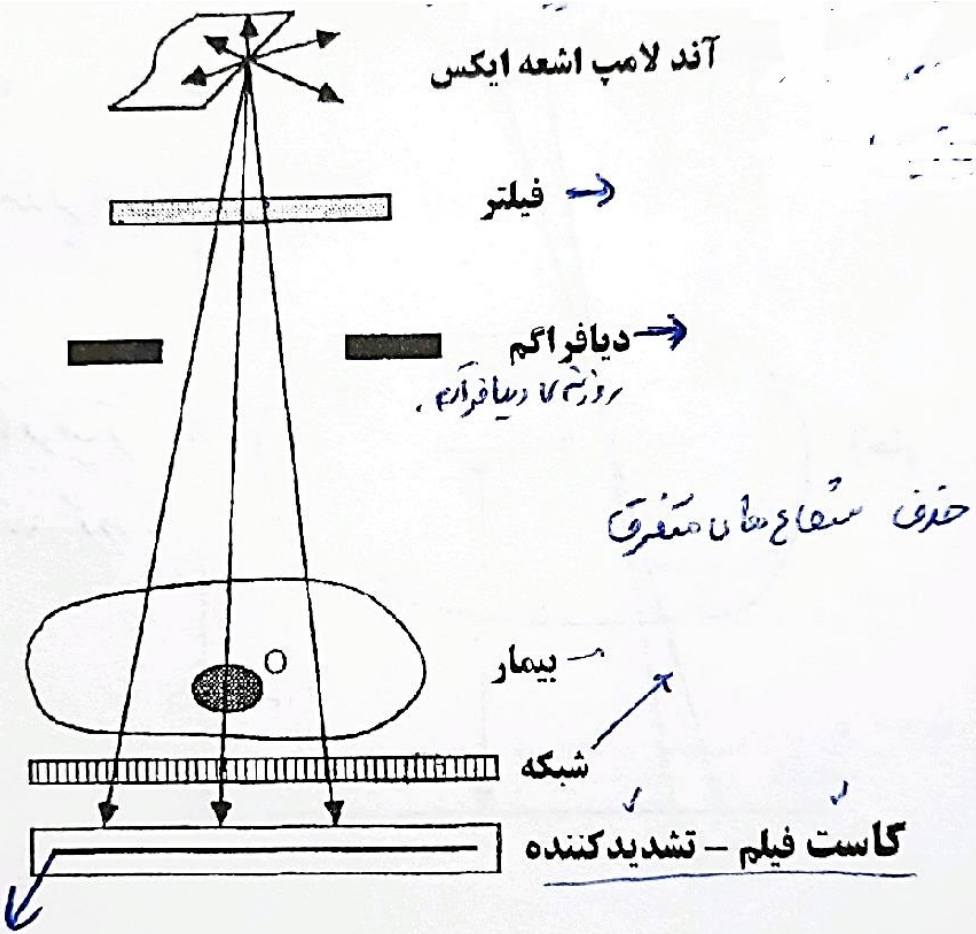
با قرار دادن شبکه میان بیمار و اشکار ساز اشعه ایکس ، می توان فوتون های متفرق را حذف کرد



شکل ۲۳ـ۱۶. شبکه از نوارهای سربی نازک و نوارهای پلاستیکی پهن یک در میان تشکیل شده است. پرتوهای رونتگن پراکنده نشده از میان نوارهای پلاستیکی می‌گذرند، در حالی که بیشتر پرتوهای رونتگن پراکنده جذب نوارهای سربی می‌شوند.

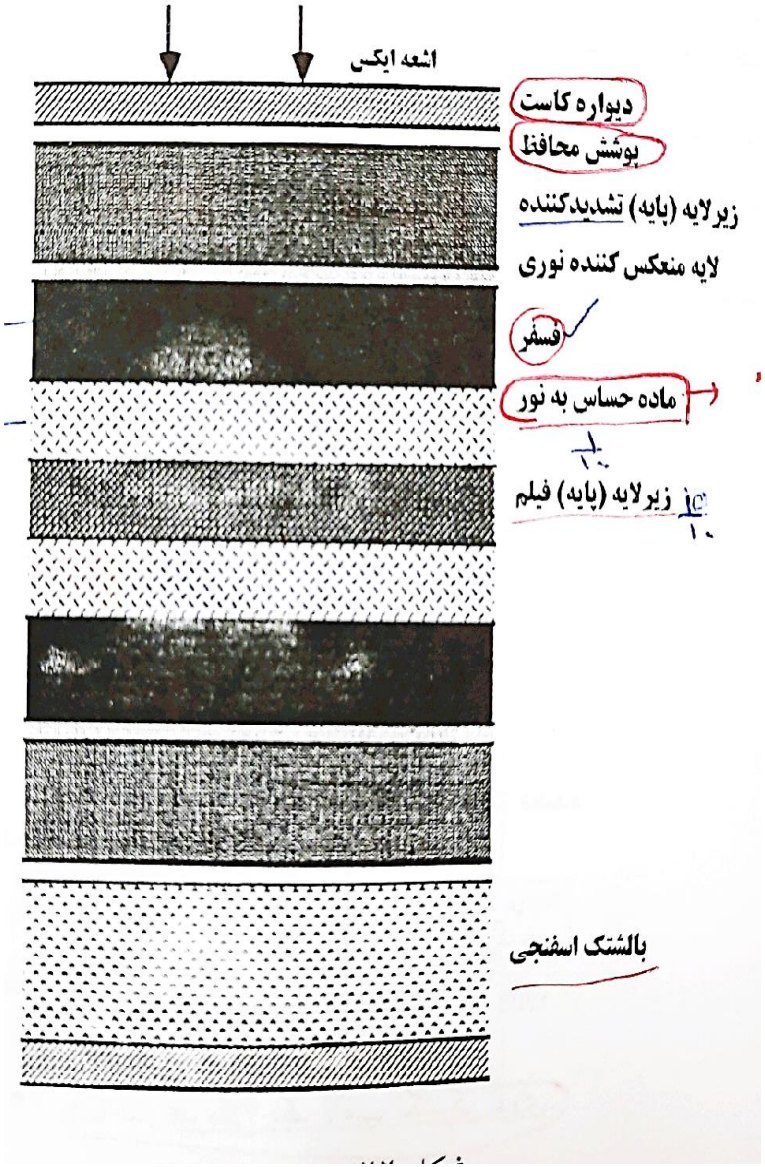

چشمه اشعه ایکس
اشعه اولیه
بیمار
اشعه متفرق
شبکه
آشکارساز
g

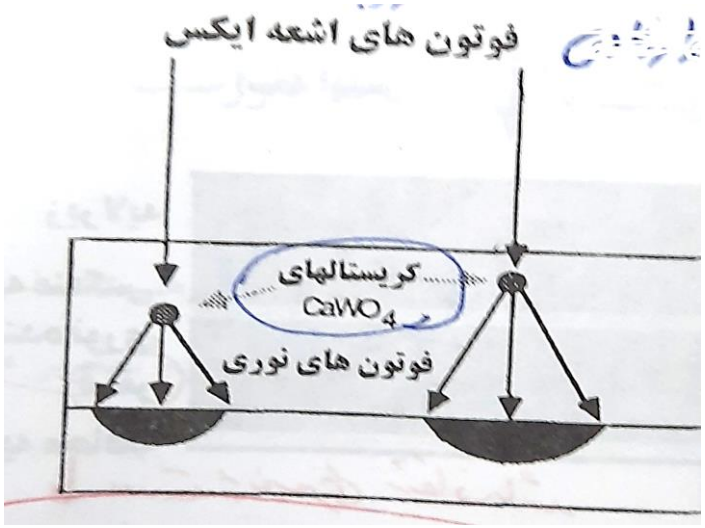
اجزای اصلی یک سیستم رادیوگرافی



۲۵ـ اجزاء اصلی یک سیستم رادیوگرافی معمولی.

کاست فیلم – تشدید کننده


اشعه ایکس
دیواره کاست
پوشش محافظ
زیرلایه (پایه) تشدیدکننده
لایه منعکس کننده نوری
فسفر
ماده حساس به نور
زیرلایه (پایه) فیلم
بالشتک اسفنجی


فوتون های اشعه ایکس
کریستالهای
$CaWO_4$
فوتون های نوری

جمع بندی مطالب

۱-اشعه ایکس توسط لامپ مولد اشعه تولید می شود.
۲- اشعه توسط میزانگر یا کلیماتور تنظیم می شود.
۳- اشعه به سمت بیمار تابانده می شود.
۴- اشعه توسط استخوان ها جذب و از بافت نرم عبور میکند.
۵- اشعه عبوری توسط شبکه فیلتر می شود
۶- اشعه به سمت کاست حرکت میکند
۷- تصویر وسایه بدن روی فیلم آشکار می شود.

جلسه سوم
اصول سیستم های تصویر نگاری

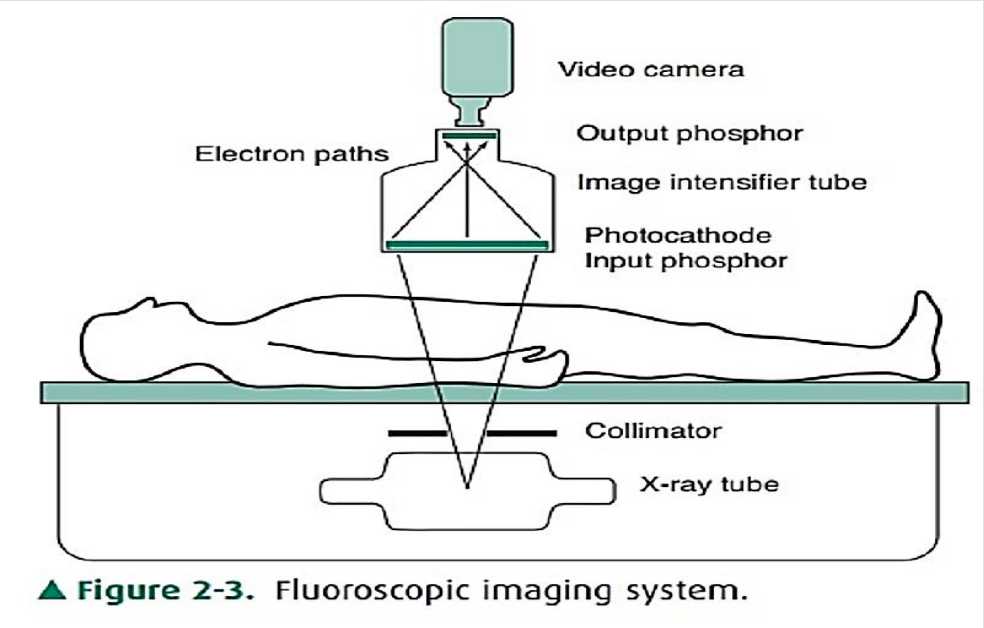
در پزشکی مدرن، تکنیک های مربوط به تصویربرداری پزشکی پیشرفت چشمگیری داشته اند. امروزه توانایی دستیابی به اطلاعات مرتبط با بدن انسان و معاینات بالینی بسیار آسان تر شده است. در طول سال های گذشته، انواع مختلف تصویربرداری پزشکی به دنیا معرفی شده اند که هرکدام مزایا و معایب خاص خود را دارند.

روش های تصویربرداری پزشکی مبتنی بر اشعه ایکس شامل اشعه ایکس معمولی (فلوروسکوپی ،رادیولوژی پرتابل، توموگرافی کامپیوتری CTو ماموگرافی هستند. برای ارتقا کیفیت تصویر اشعه ایکس، مانند معاینات آنژیوگرافی، می توان از مواد کنتراست زا پزشکی استفاده کرد.

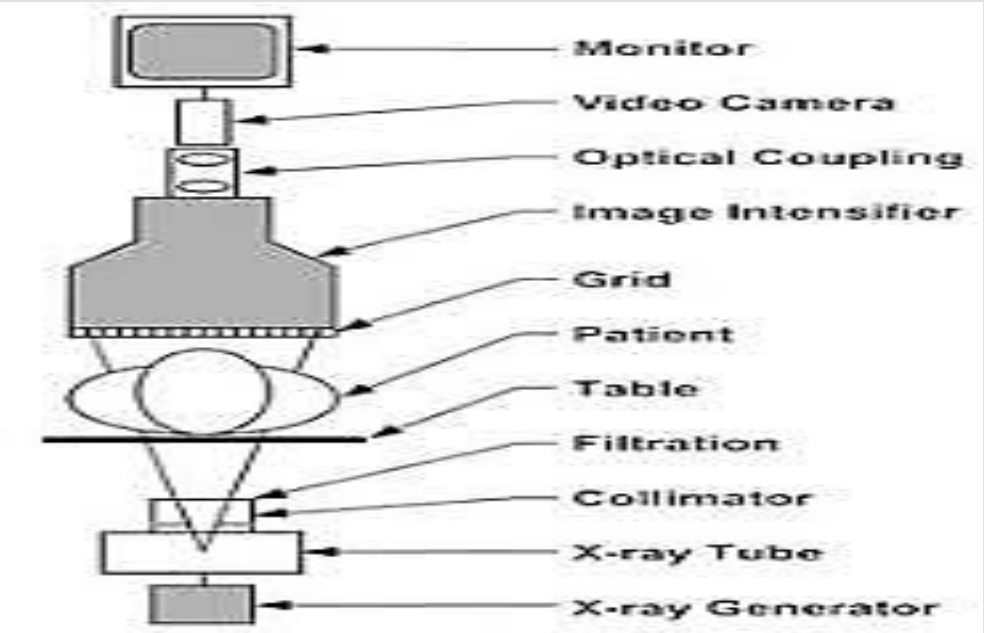
فلوروسکوپی چیست؟

فلوروسکوپی مطالعه ای از ساختار اعضای متحرک بدن بوسیله اشعه ایکس بوده که نتیجه آن یک فیلم از تصاویر زنده است که اشعه ایکس از قسمت های مختلف بدن جهت بررسی عملکرد این اعضا با عبوراز قسمت های مختلف، پردازش و به مانیتور انتقال می یابد و در نتیجه آن می توان حرکت اعضای بدن را به جزئیات مشاهده کرد.

فلوروسکوپی به عنوان یک ابزار تصویربرداری قادر است تا سیستم عملکردی اعضای مختلف بدن از جمله سیستم اسکلت بدن، دستگاه گوارش، ادرار، تنفس و سیستم تناسلی را بررسی نماید. این دستگاه قادر است که قسمت های مختلف و خاص بدن از جمله استخوان ها، ماهیچه ها و مفاصل و همچنین ارگان هایی نظیرریه، کلیه، قلب و سایر اجزار را ارزیابی نماید.



▲ Figure 2-3. Fluoroscopic imaging system.



یک مجموعه تصویربرداری فلوروسکوپی استاندارد در شکل نشان داده‌شده است. تیوپ پرتو ایکس، فیلترها و کولیماتورها تکنولوژی‌های مشابه با رادیوگرافی هستند. ترکیب اصلی مجموعه تصویربرداری فلوروسکوپی که آن را از رادیوگرافی متمایز کرده، تشدیدگر تصویر است. تصویر خروجی سیستم فلوروسکوپی یک فرایند تصویربرداری رادیوگرافی است، اما نوعا در مدت زمان ۱۰ دقیقه فلوروسکوپی ۱۸ هزار تصویر منحصربه‌فرد تولید می‌شود. با توجه به محدودیت دز پرتویی، سیستم فلوروسکوپی بایستی از فوتون‌های با تعداد کم پرتوایکس، تصویر تولید کند بنابراین یک آشکارساز حساس مورد نیاز است.تشدیدگر تصویر نسبت به فیلم کاست با سرعت استاندارد، ۴۰۰ هزار بار حساس‌تر هستند و این باعث می‌شود تا تصاویری تولید شوند که شدت پرتو ۱۰۰۰ بار کمتر از حالت قبل است.

تیوب یا لوله تشدیدکننده تصویر، به یک سیستم تلویزیون مدار بسته متصل می‌شود. سیستم‌های جدیدتر از آشکارسازهای فلت پانل استفاده می‌کنند. این مجموعه امکان تصویر برداری طی یک زمان واقعی از ساختارهای در حال حرکت را فراهم می‌سازد و در عین حال می‌تواند با تقویت یک ماده حاجب یا واسطه نیز همراه گردد. تصاویر اشعه ایکس می‌توانند برای بررسی بر روی یک فیلم هم ثبت گردند. اما موقعی که مشاهده حرکت یک شی مثلاً مشاهده حرکت ماده حاجب در مسیر گوارشی مورد نظر است می‌توان مستقیماً تصویر را بر روی یک صفحه مونیتور به‌طور زنده مشاهده نمود

مدهای عملکرد فلوروروسکوپی

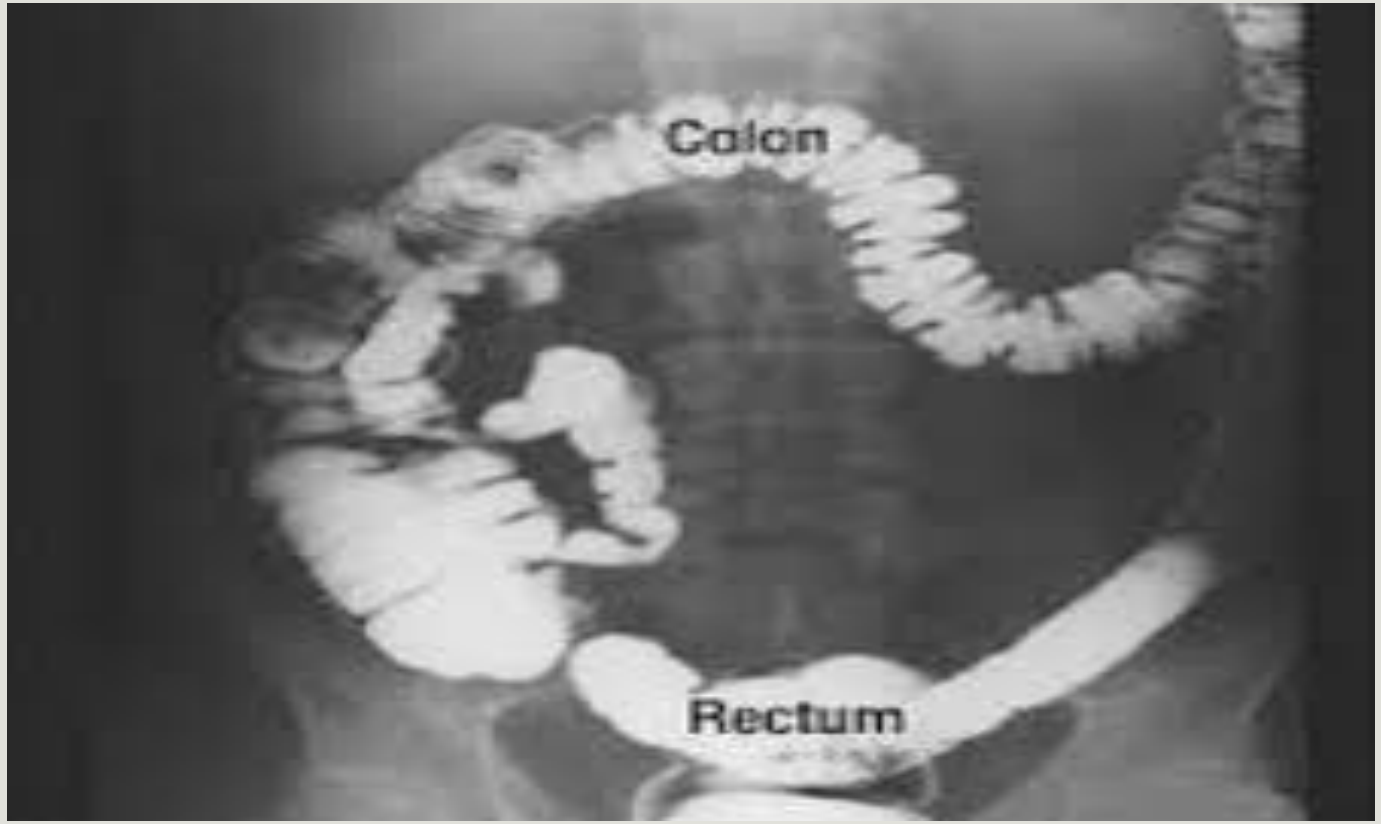
با استفاده از دستگاه‌های فلوئوروسکوپی، ممکن است در سه حالت زیر، با توجه به نیاز، به تصویربرداری بپردازیم:

فلوئوروسکوپی پیوسته: بدون اینکه به قطع اشعه Xبپردازیم، تصاویر برخط و زنده مشاهده می‌شود. این مد کاری فلوئوروسکوپی از امنیت بسیار پایین برخوردار خواهد بود.

•فلوئوروسکوپی تک-پالس کوتاه: در این حالت فلوئوروسکوپی همان رادیوگرافی و تک تصویر خواهد بود. به همین دلیل در این حالت از دز تشعشع بالاتر نیز می‌توان استفاده کرد.

ماده حاجب

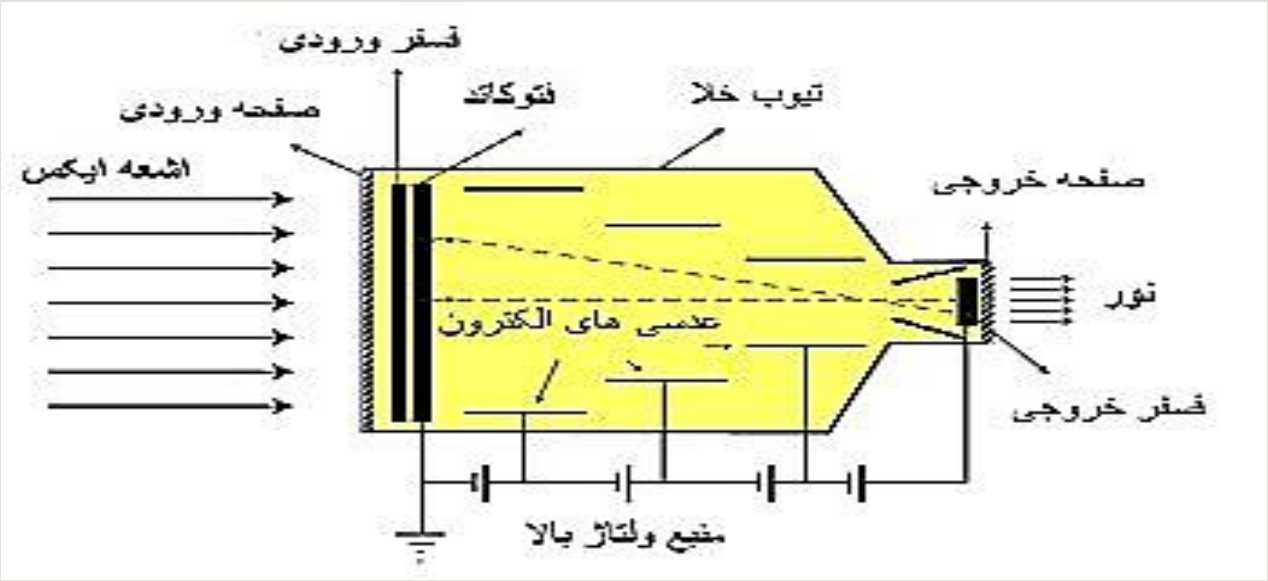
در فلوئوروسکوپی معمولی برای مشاهده مسیر گوارشی، یک ماده حاجب غیر سمی مانند سولفات باریم، بسته به این که چه بخشی از مسیر گوارشی مورد آزمون قرار گیرد، توسط بیمار بلعیده شده یا تنقیه می‌شود. بیماری‌های معمول در سیستم گوارشی مانند زخم ،تومورو ،انسداد توسط فلورسکوپی قابل تشخیص است. مواد حاجب عواملی هستند 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. دو نمونه ماده حاجب یا رادیوکنتراست که در حال حاضر مورد استفاده واقع می‌شوند، عبارتند از باریم(به صورت سولفات باریم) 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 یا پخش (پراکنده) می‌کنند، و ضمن تصویر برداری در زمان واقعی اجازه می‌دهد تا تظاهرات فرایندهای دینامیک (پویا)، مانند حرکات دودی در دستگاه گوارش یا جریان خون در شریان‌ها و وریدها، ثبت گردند. کنتراست ید نیز ممکن است در نواحی غیرطبیعی، 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.

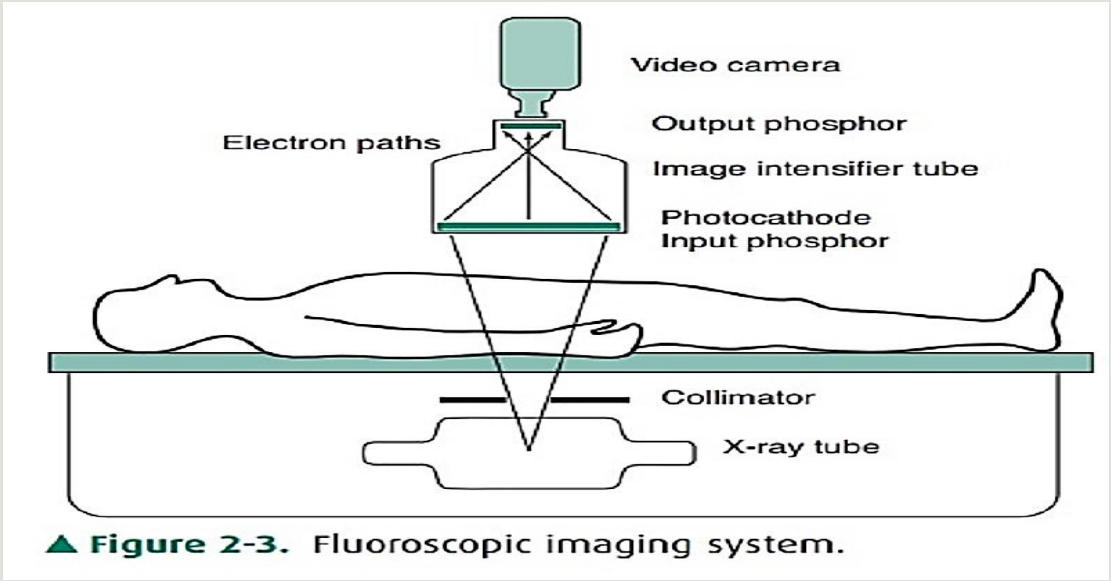

Colon
Rectum

تشدیدگر تصویر در فلوروسکوپی

نمایی از تشدیدگر تصویر در شکل نمایش داده‌شده است. تشدیدگر تصویربرداری چهار ترکیب اصلی دارد:

- محفظه خلا که هوا را بیرون نگه می‌دارد.
- لنزهای الکترونیکی که الکترون‌ها را متمرکز می‌کنند.
- لایه ورودی که سیگنال پرتوایکس را به الکترون‌ها تبدیل می‌کند.
- لایه فسفر خروجی که الکترون‌های شتابدار را به نور مرئی تبدیل می‌کند.





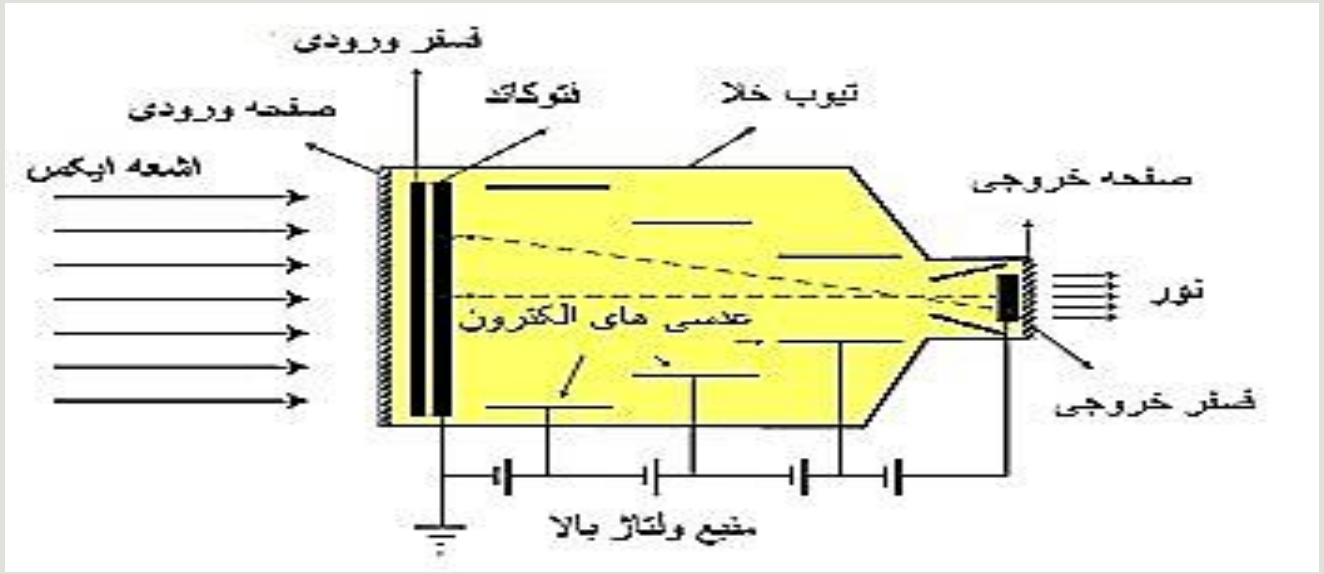
▲ Figure 2-3. Fluoroscopic imaging system.

دستگاه تقویت تصویر

این دستگاه که در سال‌های ۱۹۵۰ ابداع گردید، بکمک فسفر ورودی، فتوکاتد، عدسی‌های الکتروستاتیک، آندهای شتابگر، و فسفر خروجی داخل یک محفظه خلا، تصویری ایجاد می‌کند که به اندازه کافی روشن و قابل رویت و ثبت است.

نحوه کار و عملکرد

فسفر ورودی که معمولاً بین ۲۰۰ تا ۴۰۰ میکرومتر ضخامت دارد، پرتوهای اشعه ایکس را جذب نموده و قسمت اعظم آن را به صورت فوتون‌های نوری انتقال می‌دهد. فتوکاتد این فوتون‌ها را به فتوالکترون تبدیل می‌کند. آند، که با پتانسیلی بین ۳۵-۲۵ کیلوالکترونولت کار می‌کند، فتوالکترون‌ها را شتاب داده و بکمک عدسی الکترواستاتیکی بر روی فسفر خروجی متمرکز می‌سازد که خود به نوبت فوتون‌های قابل رویت زیادی را تولید می‌کنند. بدینسان الگوی اشعه ایکس ورودی به الگوی نوری پر شدت کوچکسازی و تقویت می‌گردد.



کاربرد فلوروسکوپی

- جراحی‌های ارتوپدی

تصاویر فلوئوروسکوپی از مجموعه‌ای از تصاویر پشت سر هم تصاویر رادیوگرافی بدست آمده‌است و چون کاربرد اصلی رادیوگرافی تصویربرداری از استخوان هاست، استفاده از فلوئوروسکوپی در کاربردهای ارتوپدی جایگاه خود را پیدا کرده‌است. به‌خصوص 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 دلیل از فلوروسکوپی در آنژیوگرافی استفاده می‌شود.
- باریوم

باریوم به‌عنوان ماده کانتراست به بیمار خورانده می‌شود با این کار سبب می‌شود که در تصویربرداری اشعه ایکس، دستگاه گوارش از دیگر اعضای داخلی متمایز شود. بدین‌ترتیب می‌توان حرکات، محل قرارگیری و شکل روده را مورد ارزیابی قرار داد. از این روش در تشخیص تومور نیز به‌کار گرفته می‌شود.

- مطالعه جریان‌های خون

دو تصویر گرفته‌شده در دو زمان را اگر از هم کم کنیم تنها جزئیاتی از تصاویر که در این فاصله زمانی تغییریافته باقی می‌ماند. با استفاده از این روش پردازشیِ تصاویر دیجیتالی مشاهده جزئیاتی همچون رگ‌ها و جریان‌های درون آن ممکن خواهد شد.

با استفاده از همین تکنیک و اهمیت رادیولوژی در تصویربرداری از استخوان، از فلوروسکوپی در کاربردهای دیگری همچون پیوند اعضا و تزریق درون زانو و مفاصل نیز استفاده می‌شود.

ایمنی در 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 فلورسکوپی مورد توجه قرار گیرد. تمام خطراتی که در رادیوگرافی وجود دارد در فلوئوروسکوپی با شدت بیشتر وجود دارد، زیرا تشعشع رسیده به مریض با پیوسته بودن بالاتر خواهد شد. در رادیوگرافی و فلوئوروسکوپی 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 گریبان‌گیر بیمار خواهد شد.
- اما منفعت‌ها را نیز باید در نظر گرفت که نیاز تشخیصی و درمانی بیمار در تصویرگری برای پزشک ایجاد می‌کند؛ لذا ترازویی به وجود می‌آید که در یک کفه خطرات و در کفهٔ دیگر منفعت‌های تصویرگری وجود دارد و پزشک وظیفه دارد که بین این دو سبک‌سنگین کرده و این روش تصویرگری را تجویز کند.

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

سی تی اسکن یا توموگرافی کامپیوتری (Computed Tomography scan (CT scanیکی از روش های پیشرفته تصویربرداری پزشکی است.
بعد از رادیوگرافی ساده ، سی تی اسکن بیشترین کمک را به بررسی ضایعات سیستم حرکتی بدن انسان بخصوص استخوان ها میکند. امروزه استفاده از سی تی اسکن جزء جدایی ناپذیر در تشخیص و حتی درمان بسیاری از بیماری ها شده است.
با استفاده از تصاویر سی تی اسکن میتوان بافت های درون بدن را مشاهده کرد و شکل آنها را بررسی نمود. با این اطلاعات میتوان از وجود بیماری های احتمالی آگاه شد. تصاویر سی تی اسکن سطح مقطع هایی از بدن را نشان میدهد.

وقتی که با یک اره تنه یک درخت را برش میدهید میتوانید سطح مقطع آن را در محل برش ببینید. وقتی که یک نان حجیم یا یک کیک را با کارد برش میدهید سطح مقطع آن را در محل برش مشاهده میکنید.

دستگاه های سی تی اسکن امروزی چنان پرقدرتند که میتوانند تصاویر برش هایی با فاصله کمتر از یک میلیمتر را از بدن انسان تهیه کنند. تقریبا از هر جایی از بدن انسان سی تی اسکن انجام میشود. از فرق سر تا نوک انگشت پا را میتوان سی تی اسکن کرده و تصاویر سطح مقطع بدن را در آن برش های مشاهده کرد

بیمار به همراه یک پرستار به داخل اطاق رفته و پرستار به وی کمک میکند تا در وضعیت مناسب بر روی تخت دراز بکشد. این وضعیت معمولا درازکش به پشت است ولی ممکن است لازم شود بیمار به پهلو و یا به شکم بخوابد. تصویربرداری سی تی اسکن به هیچ وجه درد ندارد و کل مدت تصویربرداری در غالب موارد کمتر از چند دقیقه است. پس بسیار سریع انجام میشود.

سی تی اسکن چگونه کار میکند

برای انجام سی تی اسکن از اشعه ایکس استفاده میشود. در این روش باریکه نازکی از اشعه ایکس (مانند باریکه اشعه لیزر) به اندام بیمار تابانده میشود.

این اشعه از تمامی بافت هایی که سر راه آن قرار دارند عبور کرده و مقداری از آن که از طرف مقابل اندام خارج میشود به توسط دتکتور Detectorیا آشکارساز های حساسی دریافت میگردد.

این دتکتورها اشعه را به جریان الکتریکی تبدیل میکنند. این فرایند هزاران بار از زوایای گوناگون تکرار میشود یعنی باریکه اشعه ایکس از زوایای گوناگون به درون اندام تابانده شده و خروجی آن در طرف مقابل اندام اندازه گیری میشود.

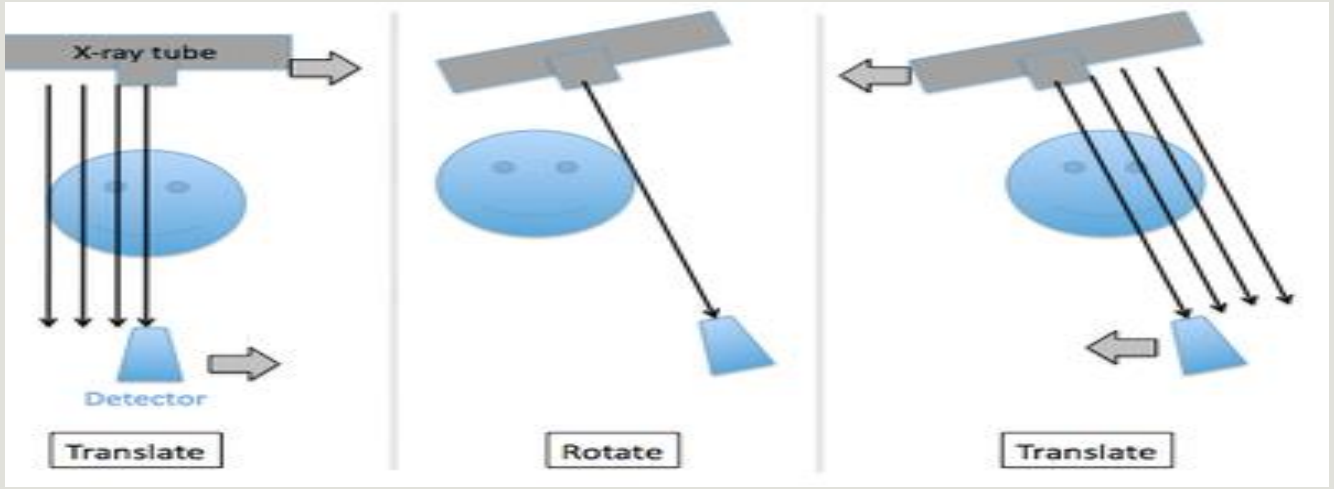
بدین ترتیب اطلاعات بسیار زیادی بصورت مقادیر مختلف شدت جریان الکتریکی که متناسب با شدت اشعه دریافت شده توسط دتکتور است گردآوری شده و به کامپیوتر مرکزی سی تی اسکن ارسال میشود.

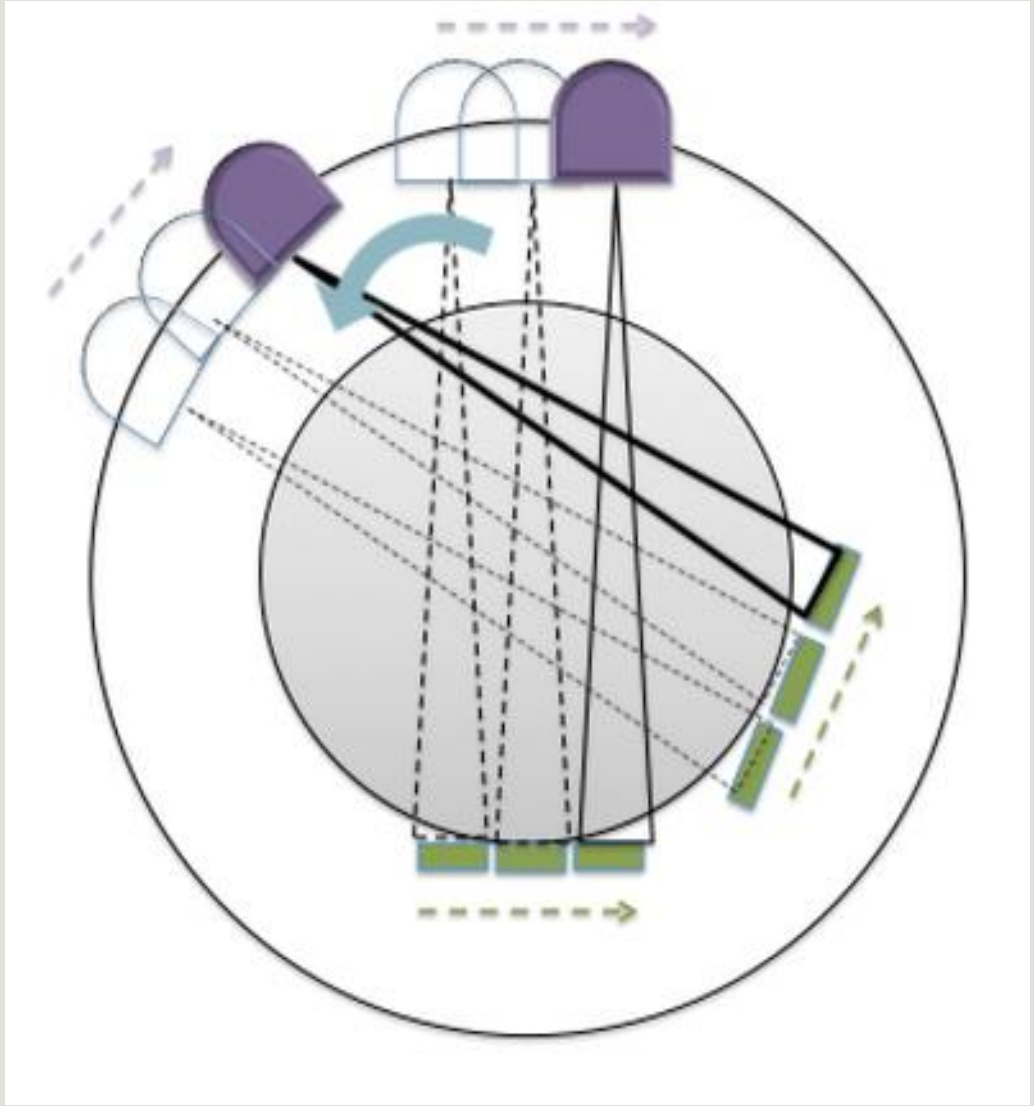
این کامپیوتر بسیار پر قدرت، اطلاعات را پردازش کرده و نتیجه آن بصورت تصاویر متعددی که سطح مقطع اندام را نشان میدهند بر روی مانیتور دستگاه مشخص میشود. در صورت لزوم این تصاویر بر روی فیلم چاپ میشوند.

دستگاه های CTبراساس هندسه ی اسکن، حرکت اسکن و تعداد آشکارسازهای مورد استفاده در 4 نسل مختلف دسته بندی می شوند:

دستگاه های CTنسل اول

برای اولین بار توسط هانسفید ساخته شده و مورد استفاده قرار گرفتند، از یک بیم اشعه ی ایکس مدادی شکل برای تصویر برداری استفاده می کردند، به این صورت که پرتوهای ایکس تولیدی توسط تیوب اشعه ی ایکس به شدت کالیمه می شدند، بطوریکه ما فقط یک Rayیا پرتوی ایکس در خروجی داشتیم، و این شعاع پرتو ایکس در مقابل یک آشکارساز قرار می گرفت، در مرحله ی بعد این شعاع پرتو ایکس و آشکارساز به طور همزمان در عرض بدن بیمار حرکت می کردند و پرتوهای عبوری از بدن بیمار توسط آشکارساز انداره گیری می شد، بعد از این حرکت که به آن حرکت انتقالی یا Translateگفته می شود، تیوب و آشکارساز به اندازه ی یک درجه می چرخیدند و مجدداً حرکت انتقالی جدیدی را انجام می دادند، این پروسه آنقدر تکرار میشد تا از زوایای مختلف بدن یا به عبارت دیگر از Viewهای مختلف بدن کار جمع آوری اطلاعات انجام بشود. نهایتاً به این نسل از دستگاه های CTبا توجه پرتو ایکس مدادی شکلی که استفاده می کنند و ژئومتری یا همان هندسه ی دریافت اطلاعاتی که دارند اصطلاحاً دستگاههای سی تی انتقالی/چرخشی با بیم مدادی شکل گفته می شود، منتها عیب بسیار بزرگ این نسل از دستگاههای سی تی، زمان بسیار زیاد آنها برای تصویربرداری بود، بطوریکه برای تصویربرداری از هر اسلایس به زمانی در حدود ۶ تا ۷ دقیقه نیاز بود و این زمان زیاد باعث رنجش بیمار می شد



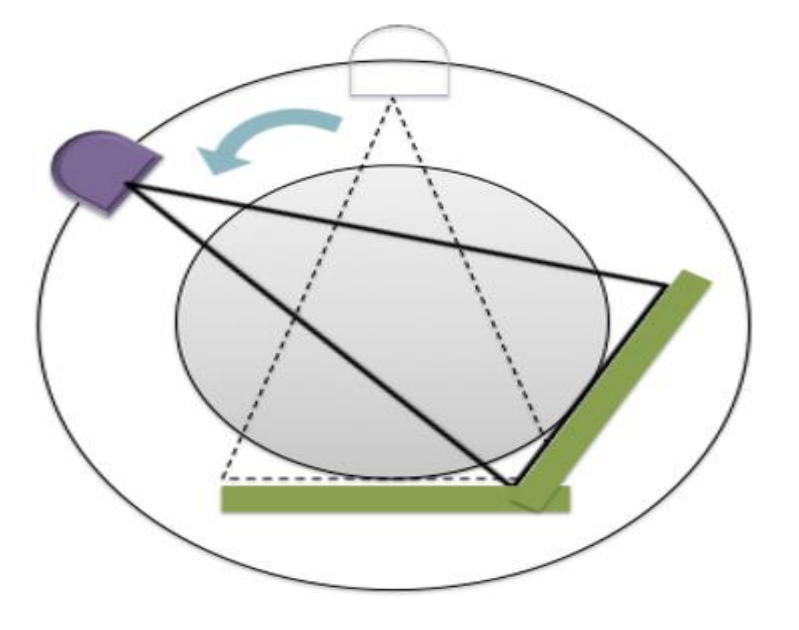


دستگاه های CTنسل دوم

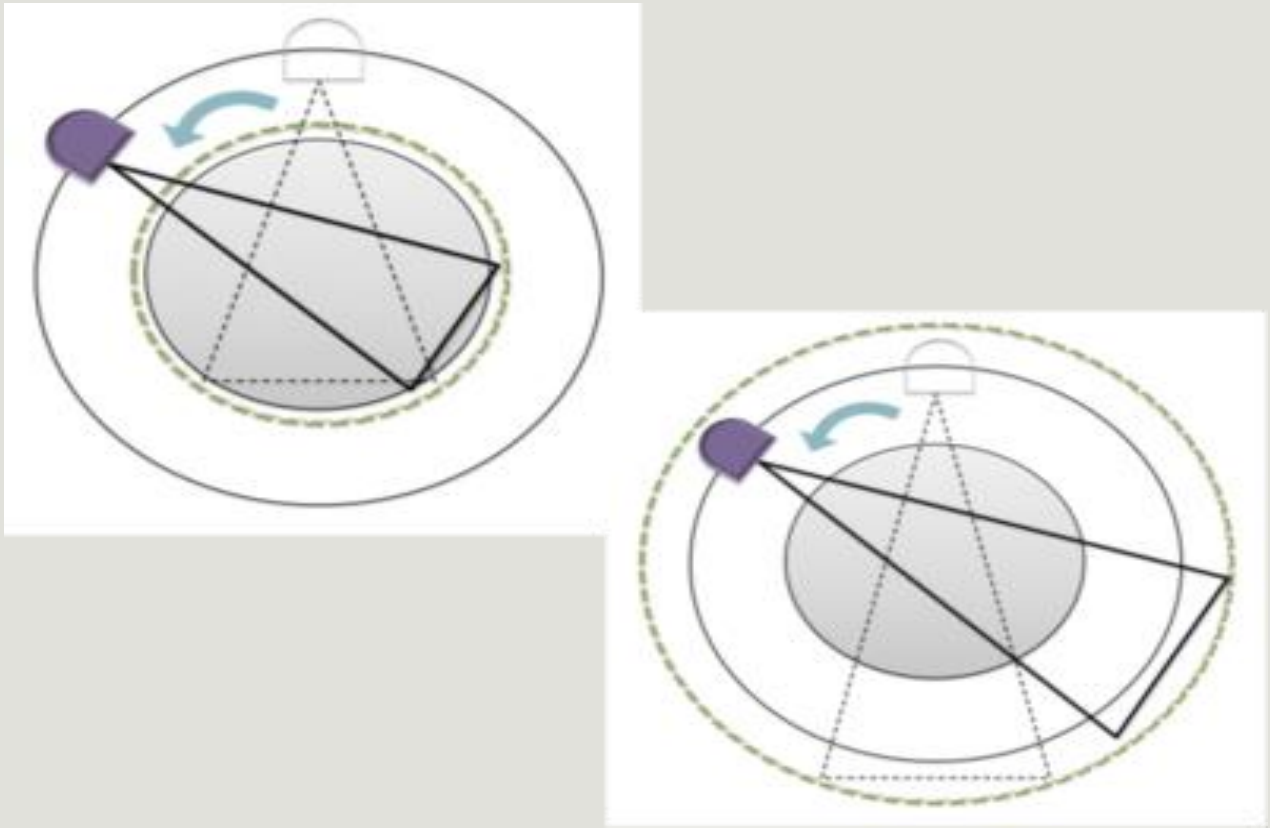
در این دستگاه ها هم مثل دستگاه های نسل اول از حرکات انتقالی- چرخشی استفاده می شد، منتها به جای یک آشکارساز که در نسل اول داشتیم، در نسل دوم از حدود ۳۰ آشکارساز استفاده کردند، یعنی در نسل دوم یک ردیف آشکارساز خطی داشتیم که در مقابل تیوب اشعه ی ایکس قرار داشتند و با تیوب کوپل شده بودند. تفاوت دیگر نسل دوم با نسل اول این بود که در این نسل از ژئومتری یا هندسه ی بیم بادبزنی شکل یا Fan Beamاستفاده شد، یعنی برخلاف نسل اول که شعاع پرتوهای ایکس موازی هم بودند، در نسل دوم هندسه ی شعاع پرتوها به شکل یک بادبزن یا Fanکوچک بود که راس بادبزن از تیوب اشعه ی ایکس شروع می شد و پرتوها با حرکت به سمت آشکارسازها از هم واگرا می شدند و به یک ردیف آشکارساز برخورد می کردند. به این ترتیب در سی تی نسل دوم اگر مثلاً ۳۰ تا آشکارساز داشتیم، با هر بار تابش دهی اطلاعات در ۳۰ راستا توسط ۳۰ پرتو بدست می آمد، که این را معادل ۳۰ درجه قرار می دادند و بعد از اینکه حرکت انتقالی تکمیل می شد به جای اینکه دستگاه برای انجام حرکت انتقالی بعدی یک درجه چرخش انجام بدهد، ۳۰ درجه می چرخید. به این ترتیب در نسل دوم با افزایش تعداد آشکارسازها و همچنین افزایش زاویه های چرخش زمان اسکن کاهش پیدا کرد، بطوریکه برای اسکن یک مقطع با توجه به تعداد آشکارسازها و زاویه های چرخش به زمانی بین ۲۰ ثانیه تا ۵/۳ دقیقه نیاز بود. به نسل دوم دستگاه های CTاصطلاحاً انتقالی- چرخشی با بیم بادبزنی باریک گفته می **شود.**

نسل سوم دستگاههای سی تی

اصطلاحا به چرخشی-چرخشی با بیم پهن معروف هستند، که در آنها زاویه ی دسته پرتو ایکسی که به بدن بیمار می رسد، بین ۳۰ تا ۴۰ درجه است و همه ی حجم مورد تصویربرداری را در بر می گیرد، به این صورت که سیستم تیوب اشعه ی ایکس و آشکارساز با هم به طور همزمان یک حرکت چرخشی به اندازه ی ۱۸۰ یا ۳۶۰ درجه انجام می دهند و اطلاعات مربوط به یک مقطع را جمع آوری می کنند، در این نسل با توجه به افزایش زاویه ی بیم بادبزنی، تعداد آشکارسازهای مورد استفاده هم افزایش پیدا کرد، بطوریکه کمپانی های مختلف از حدود ۲۸۸ تا ۱۰۲۴ آشکارساز را برای ساخت این نسل از دستگاه های CTمورد استفاده قرار دادند. در نسل سوم با توجه به اینکه حرکت انتقالی یا Translateحذف شد، زمان اسکن به کمتر از ۱۰ ثانیه به ازای هر اسلایس رسید و این کاهش زمان باعث افزایش عملکرد بیمار و کاهش آرتیفکت حرکتی در تصاویر CTشد.



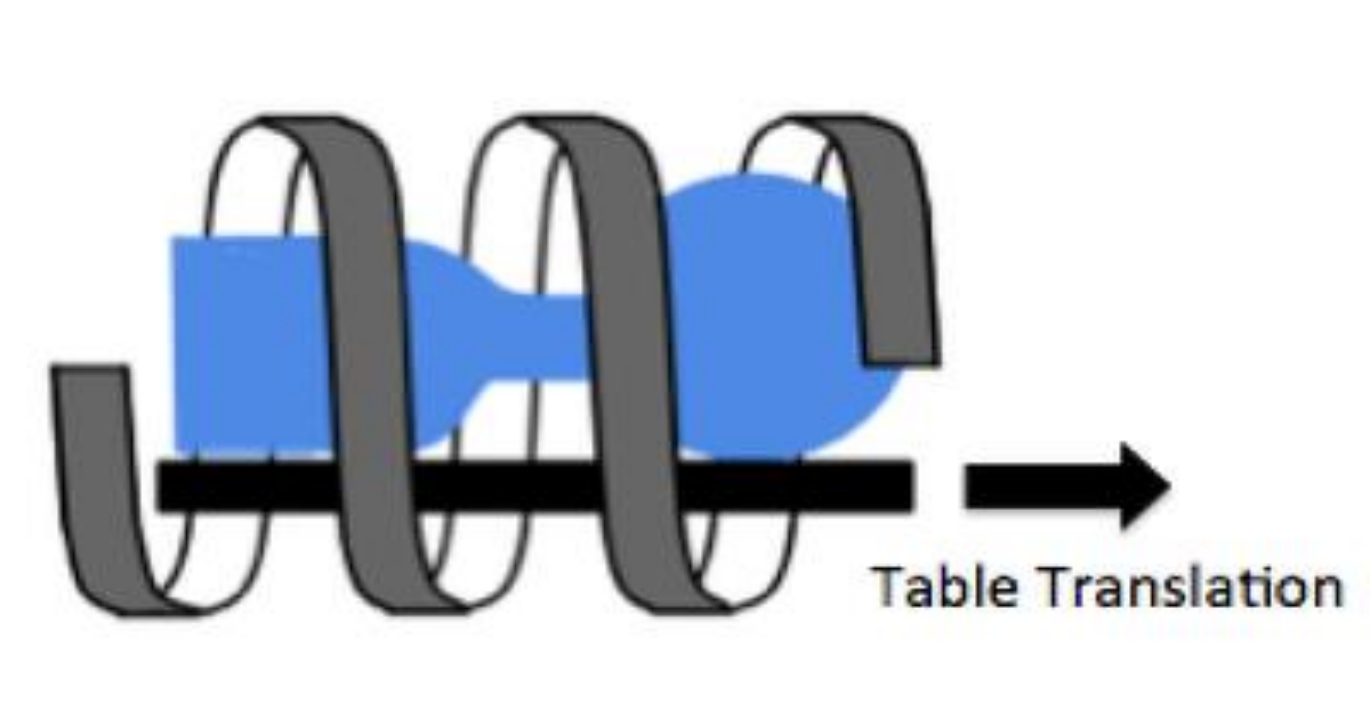
در نسل چهارم دستگاه های CTکه به آن اصطلاحاً Rotate/Stationaryگفته می شود، حدود 4000 آشکارساز را بر روی یک دایره ی کامل در اطراف گانتری قرار دادند، و تیوب اشعه ی ایکس بر روی یک رینگ ثابت به دور بدن بیمار می چرخید، به این ترتیب در نسل چهارم دستگاههای سی تی، شعاع پرتو بادبزنی در داخل یک حلقه ی ثابت از آشکارسازها در حال چرخش است، نهایتا مهمترین مزیت سی تی نسل چهارم علاوه بر کاهش زمان اسکن به حدود یک ثانیه آن است



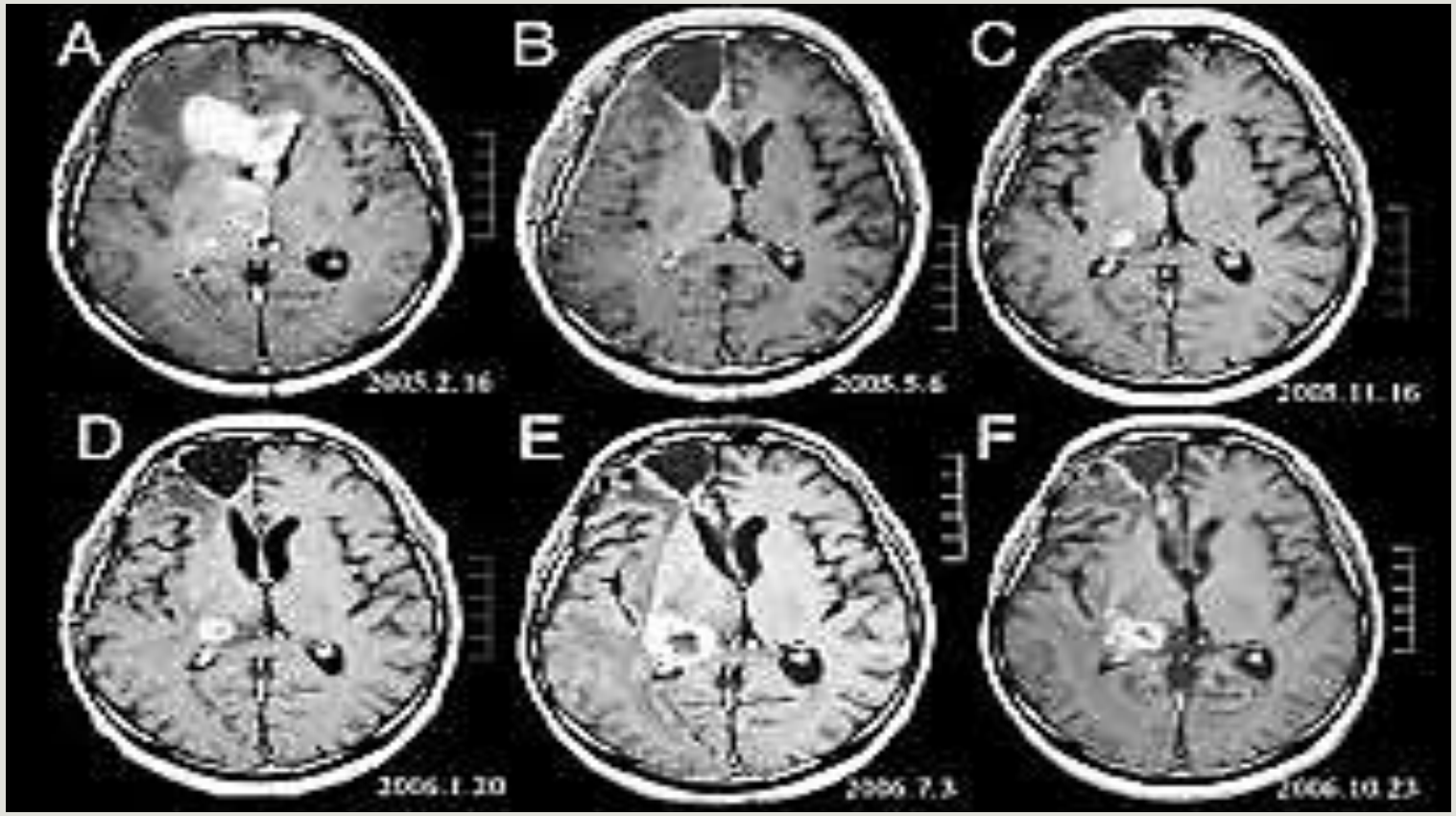
اما نکته ای که در مورد دستگاه های نسل یک تا چهار وجود دارد آن است که در همه ی این نسلها، حرکت تخت بصورت Scan And Stepاست، یعنی تصویر یک اسلایس گرفته می شود، و بعد از آن برای تصویربرداری از اسلایس بعدی تخت یک مقدار به جلو حرکت میکند و در موقعیت جدید برای تصویربرداری از اسلایس بعدی متوقف می شود، به این ترتیب برای همه ی اسلایسها این حرکت و توقف تخت انجام می شود. منتها در دستگاه های سی تی اسپایرال که به آن سی تی هلیکال هم گفته می شود، همزمان با شروع تابش پرتو از تیوب اشعه ی ایکس، تخت با سرعت یکنواخت شروع به حرکت می کند و دریافت اطلاعات در حین حرکت تخت انجام می شود، بنابراین در CTاسپایرال، زمانی که برای حرکت تخت بیمار از یک برش به برش دیگر در نسلهای قبلی مورد نیاز بود، را نداریم و در نتیجه زمان تصویربرداری کاهش پیدا می کند. علاوه بر این در نسلهای قبل اطلاعات به صورت گسسته و اسلایس به اسلایس بدست می آمدند و در نتیجه اطلاعات بین دو اسلایس را از دست میدادیم، مگر اینکه دو اسلایس در کنار هم قرار میگرفتند، که در این شرایط هم زمان تصویربرداری و هم دز بیمار افزایش پیدا می کردند، منتها در CTاسپایرال، اطلاعات به جای یک مقطع از یک حجم از بدن بیمار و به صورت پیوسته بدست می آید، و به این ترتیب هم دز بیمار کاهش پیدا می کند و هم زمان تصویربرداری کم می شود.

نهایتا در سی تی اسپایرال دو عامل خصوصیات تصویر CTرا کنترل می کند، اولین عامل ضخامت برش است که بر کیفیت، وضوح و همچنین میزان نویز تصویر تأثیر می گذارد، به این صورت که هر چه ضخامت اسلایس یا همان پهنای بیم اشعه ی ایکس افزایش پیدا کند، نویز تصویر کاهش پیدا می کند، اما قدرت تفکیک یا همان رزولوشن تصویر CTهم کم می شود، عامل دوم هم سرعت حرکت تخت است، که سرعت حرکت تخت تابعی از ضخامت برش است، و اینها با عاملی به نام گام با هم در ارتباطند. اگر ضخامت برش را ثابت در نظر بگیریم، گام های بزرگتر به معنای آن است که در طی یک دور چرخش گانتری به دور بدن بیمار، تخت مسافت بیشتری را طی کرده و در نتیجه حجم اطلاعات دریافتی کاهش پیدا کرده است، که این کاهش اطلاعات بر روی بازسازی تصویر اثر منفی می گذارد، بنابراین حداکثر گامی که معمولا استفاده میشود حدود 1.5 است، تا به این ترتیب کیفیت تصاویر دریافتی در حد مطلوبی باقی بماند، اگه مقدار گام برابر یک باشد، به این معنا است که چرخش ها دقیقا در کنار هم انجام شده اند. مزیت مهم CTاسپایرال کاهش زمان تصویربرداری و دز بیمار است، بطوریکه توسط آن می توانیم حتی از بافت های متحرک مثل قلب و ریه هم تصویر داشته باشیم.

سی تی اسپایرال



نمونه تصویر سی تی اسکن



در انجام سی تی اسکن، بیمار باید به چه نکاتی توجه کند

چون در سی تی اسکن از اشعه ایکس استفاده میشود قبل از تهیه آن پزشک معالج باید در جریان باردار بودن بیمار قرار گیرد. استفاده از این روش تصویربرداری در سه ماهه اول بارداری ممکن است مشکلاتی را برای جنین بوجود آورده پس ممنوع است.

محلی از بدن که از آن تصویربرداری میشود نباید حاوی فلز باشد. بطور مثال اگر از دست سی تی اسکن میشود باید انگشتر را از دست خارج کرد و یا اگر از تنه تصویربرداری میشود باید لباس هایی که گیره فلزی دارند را از تن خارج کرد. بدین منظور ممکن است لباس های ساده و یک بار مصرفی به بیمار داده شود تا از آنها استفاده کند. وجود فلز میتواند کیفی تصاویر را کاهش دهد.

دستگاه سی تی اسکن در داخل اطاق بزرگی قرار دارد که هوای داخل آن نسبتا خنک است. این دستگاه به شکل یک حلقه بزرگ بوده که یک تخت در درون آن قرار گرفته است. کامپیوتر های دستگاه در اطاق مجاور که اطاق کنترل است قرار گرفته و تکنیسین سی تی اسکن در آن اطاق عملیات تصویربرداری را هدایت میکند.

تمرین
تحقیق آنژیوگرافی
ماموگرافی

جلسه چهارم
اصول سیستم های تصویر نگاری

تصویر برداری مبتنی بر امواج فرا صوت

اصول امواج اولتراسوند

واژه اولتراسوند یا فراصوت به امواج مکانیکی گفته می‌شود که فرکانس آن‌ها بالاتر از حد شنوایی انسان باشد (گوش انسان توانایی شنیدن صداهای با امواج بین ۲۰ تا ۲۰ کیلوهرتز را داراست). فرکانس‌هایی که در روش سونوگرافی مورد استفاده قرار می‌گیرند بین ۱ تا ۱۵ مگا هرتز قرار دارند. انتخاب فرکانس در سونوگرافی با در نظر گرفتن قابلیت تفکیک و عمق نفوذ موج صوتی در بافت انجام می‌گیرد. یک اختلاف اساسی بین امواج رادیویی و امواج اولتراسوند این است که امواج رادیویی از نوع امواج الکترومغناطیسی هستند و در خلاء منتشر می‌شوند ولی امواج اولتراسوند از نوع مکانیکی یا آکوستیکی بوده و برای انتشار خود نیاز به محیط مادی دارند. این امواج با ایجاد آشفتگی در محیط‌های مادی حرکت می‌کنند به این معنی که در حرکت موج مکانیکی ماده منتقل نمی‌شود، بلکه در جای خود جابه‌جا می‌شود.

سرعت امواج آکوستیکی در بافت‌های نرم تقریباً به هم نزدیک است، در حالی که در بافت سختی مانند استخوان بسیار بیشتر است. در واقع هر چه چگالی محیط بیشتر باشد، سرعت انتشار موج بالاتر خواهد بود.

انعکاس

زمانی که یک موج آکوستیکی از یک محیط با امپدانس Z_1 به محیط دیگری با امپدانس Z_2 وارد می‌شود، بخشی از موج منعکس شده و بخش دیگر عبور می کند. هر چه اختلاف امپدانس بین دو محیط بیشتر باشد، درصد بیشتری از موج منعکس می‌شود. بر اساس این اصول، در دستگاه سونوگرافی انعکاس‌های ایجاد شده در مرز بین بافت‌های مختلف بدن دریافت و تبدیل به تصویر می‌شوند.

از سوی دیگر، به دلیل وجود اختلاف امپدانس بالا بین بافت‌های بدن و هوا، تقریباً تمامی انرژی موج اولتراسوند در فضای بین بدن و هوا بازتابش می‌شود. برای رفع این مشکل فاصله بین مبدل

تضعیف

یکی دیگر از پدیده‌هایی که در امواج اولتراسوند مشاهده می‌شود تضعیف است. در فرآیند عبور موج از محیط غیریکنواخت، بخشی از انرژی موج تابشی در اثر برخورد با ذرات محیط (که از نظر ابعاد بسیار کوچک‌تر از طول موج هستند) به صورت موج تأخیر یافته یا تغییر جهت یافته جدا می‌شود. به این پدیده تفرق (Scatterig) گفته می‌شود.

همچنین ممکن است در اثر عبور موج اولتراسوند از محیط مادی، بخشی از انرژی آن به صورت‌های دیگر انرژی از قبیل حرارتی، شیمیایی یا نوری تبدیل شود، که به این پدیده جذب (Absorption) گفته می‌شود. به مجموع پدیده‌های تفرق و جذب، اصطلاحاً تضعیف گفته می‌شود. تضعیف رابطه مستقیمی با فرکانس دارد. یعنی هر چه فرکانس موج اولتراسوند بیشتر باشد تضعیف بیشتری به وجود می‌آید و بالعکس. تفرق امواج، به‌خصوص در زمان برخورد با سیالات (مانند خون) باعث می‌شود که موج ارسالی هیچ بازگشتی نداشته باشد، به همین دلیل رگ‌ها در تصاویر اولتراسوند سیاه‌رنگ نمایش داده می‌شوند. امواج اولتراسوند، در برخی از اعضای بدن که در عمق بیشتری قرار دارند، بازتاب ضعیف‌تری خواهند داشت. زیرا امواج در حین عبور از لایه‌های مختلف تضعیف می‌شوند.

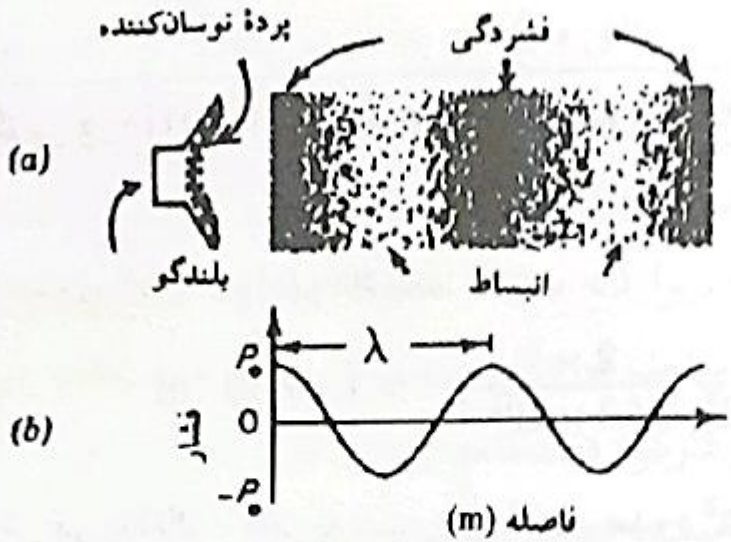
ویژگی های عمومی صوت

موج صوتی یک آشفتگی مکانیکی در گاز، مایع یا جامد است که از منبع تولید با سرعتی مشخص به سمت بیرون حرکت می‌کند. برای نشان دادن رفتار صوت می‌توان از یک بلندگو که با بسامد F در

جهت جلو و عقب در هوا نوسان دارد، استفاده نمود. این نوسانها باعث افزایشها و کاهشهای موضعی فشار نسبت به فشار هوا می‌شوند (شکل ۱-۲-۱). این افزایش و کاهش فشار یا فشردگی[1] و انبساط[2] به صورت یک موج طولی به سمت بیرون گسترش می‌یابد؛ یعنی موجی که تغییرات فشار آن همسو با راستای حرکت آن است. فشردگی و انبساط را همچنین می‌توان با استفاده از تغییرات چگالی و جابجایی اتم‌ها و مولکول‌ها از جایگاههای تعادلی شرح داد.

رابطهٔ میان بسامد نوسانی (f) موج صوتی، طول موج (λ) و سرعت موج صوتی (v) برابر است با:

$$v = \lambda f$$



شکل ۱-۱۲ . نمایش شماتیک موج صوتی از یک بلندگو. (a) یک دیافراگم با بسامد f نوسان می‌کند و باعث فشردگی و انبساط در هوا می‌شود. (b) نمودار فشار نسبت به فشار هوا در برابر فاصله. P_0 بیشترین تغییر فشار نسبت به فشار هوا و λ طول موج است.

مثلاً برای یک موج صوتی با بسامد 1000 Hz، در دمای 20°C و $\lambda = 0.344$ m، سرعت صوت در هوا v برابر 344 m/scc است.

موج انرژی را به دو صورت پتانسیلی و جنبشی حمل می‌کند. شدت یک موج صوتی (I) برابر میزان انرژیی است که از یک مترمربع در ثانیه یا وات بر متر مربع عبور می‌کند. برای یک موج تخت، I از فرمول زیر به دست می‌آید:

$$I = \frac{1}{2}\rho v A^2 (2\pi f)^2 = \frac{1}{2} Z (A\omega)^2 \qquad (۱۲-۱)$$

در فرمول بالا ρ چگالی محیط، v سرعت صوت، f بسامد، ω بسامد زاویه‌ای (برابر $2\pi f$)، A ماکزیمم دامنه جابجایی اتم‌ها یا مولکول‌ها از وضعیت تعادل و Z (معادل ρv) امپدانس صوتی است. برخی از مقادیر $Z, \rho v$ در جدول ۱-۱۲ برای مثال آمده است. شدت را به صورت زیر نیز می‌توان نشان داد:

$$I = \frac{P_0^2}{2Z} \qquad (۱۲-۲)$$

که در آن P_0 بیشترین تغییر فشار است.

مثال ۱ـ۱۲.

الف. حداکثر شدت صوتی که گوش در $1000\,Hz$ می‌تواند تحمل کند حدود $1\,W/m^2$ است. بیشترین جابجایی هوا با این شدت چقدر است؟

تصاویر اولتراسوندی از بدن انسان

گوش انسان می‌تواند به صوتهایی در محدودهٔ بسامدهای 20 – 20,000 Hz پاسخ دهد، گرچه بسیاری از جانوران می‌توانند صوتهایی با بسامدهای بسیار بالاتر را تولید کنند یا بشنوند. مثلاً خفاشها صوتهای کوتاه و گسسته با بسامدهای اولتراسوندی 30 – 100 Hz از خود خارج می‌سازند و با گوش دادن به پژواکهای آنها پرواز می‌کنند. در دوران جنگ دوم جهانی کشف شد که انسان می‌تواند به شیوه‌ای همانند خفاشها از اولتراسوند استفاده کند. نیروی دریایی سونار (SONAR = SOund NArigation and Ranging) را ابداع کرد که روشی برای تعیین جایگاه و پیدا کردن اجسام زیر آب مانند زیردریاییها، به کمک پژواکهای اولتراسوندی است. پس از جنگ دوم جهانی، مهندسان پزشکی فنونی برای استفاده از اولتراسوند در تشخیصهای پزشکی به وجود آوردند.

تصاویر اولتراسوندی از بدن انسان

در این بخش به بحث دربارهٔ استفاده از اولتراسوند در تولید تصاویری که ارزش تشخیصی دارند می‌پردازیم. اصولاً یک چشم اولتراسوندی پرتوی از ضربانهای صوتی در محدودهٔ 1 – 5M Hz به درون بدن می‌فرستد. با استفاده از زمان لازم بازتاب ضربانها، می‌توانیم دربارهٔ فاصلهٔ ساختمانها و ارگانهای مختلفی که در سر راه پرتو اولتراسوندی قرار دارند، اطلاعاتی به دست آوریم.

روشهای متعددی برای تولید اولتراسوند وجود دارد. مهمترین این روشها کاربرد پزشکی اثر پیزوالکتریک[1] است. این اثر را در سال ۱۸۸۰ *ژاک و پیرکوری*[2] کشف کردند. بسیاری از کریستال‌ها را می‌توان طوری برش داد که با عبور یک ولتاژ نوسان‌کننده از عرض آن نوسان همانندی نیز در خود کریستال ایجاد کند که باعث تولید موج صوتی شود (شکل ۸-۱۲).

دستگاهی که انرژی الکتریکی را به مکانیکی یا برعکس تبدیل کند، *ترانسدیوسر*[3] نام دارد. تولیدکننده‌های اولتراسوند را به سادگی ترانسدیوسر می‌نامند.

دستگاه سونوگرافی

سونوگرافی یکی از روش‌های تصویربرداری است که تقریباً هیچ‌گونه ضرری برای بدن به همراه ندارد. به آن اولتراسونوگرافی نیز گفته می‌شود. همان‌طور که می‌دانیم در روش‌های تصویربرداری با اشعه ایکس مانند رادیوگرافی ساده و یا سی تی اسکن، بدن تحت تابش مقدار معینی از اشعه یونیزه قرار می‌گیرد که اگر از حد مشخصی بیشتر شود می‌تواند منجر به بروز اشکالاتی در کارکرد سلول‌ها شود. ولی در سونوگرافی از هیچ‌گونه اشعه مضری استفاده نمی‌شود. در سونوگرافی اغلب بافت‌های نرم مشاهده و بررسی می‌شوند. از این رو ابزار مناسبی جهت تشخیص مشکلات استخوان نیست ولی می‌تواند برای بررسی مشکلات عضلات، رباط‌ها، تاندون‌ها و بسیاری بافت‌های دیگر مورد استفاده قرار گیرد. انواع مختلف دستگاه‌های سونوگرافی شامل سیستم‌های دو بعدی یا سه بعدی می‌باشند و یا سونوگرافی که توانایی نمایش اندام‌ها در حال حرکت و فعالیت را داراست. نوع خاص دیگری از سونوگرافی با نام سونوگرافی داپلر Doppler Sonography وجود دارد که بر اساس پدیده داپلر عمل می‌کند و هدف از انجام آن بررسی میزان و سرعت جریان خون در وریدها و شریان‌های بدن است.

اجزای دستگاه

مانیتور

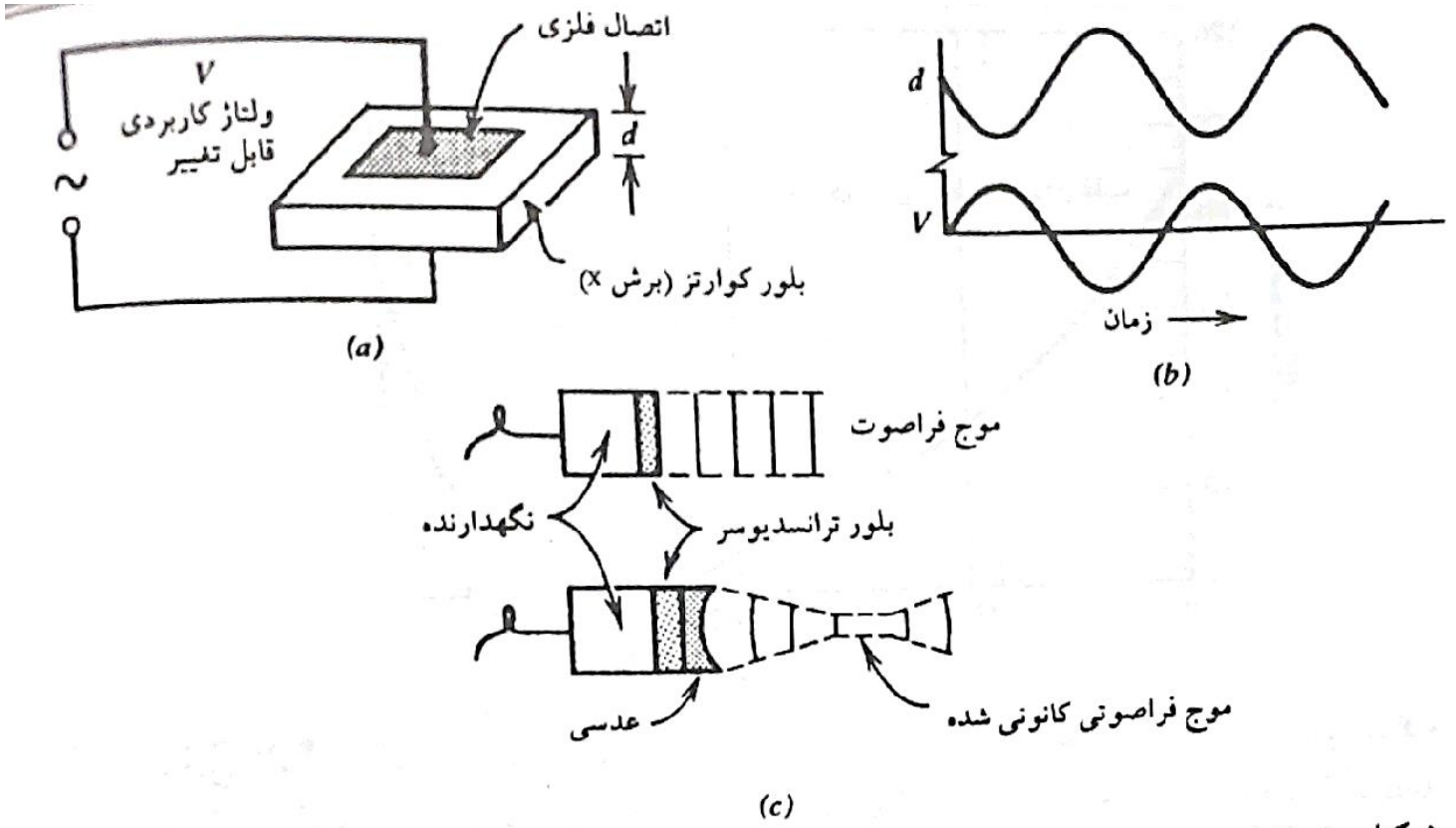
پروب

پروب

پروب قسمت تولید، ارسال و دریافت امواج اولتراسوند است که با یک کابل به یونیت اصلی دستگاه متصل است. وظیفه آن تولید و ارسال امواج اولتراسوند و نیز دریافت امواج بازگشتی، (echo) تبدیل آن به علائم الکتریکی و انتقال آن به یونیت اصلی است. تولید امواج توسط یک مبدل (Transducer) که معمولاً یک کریستال پیزوالکتریک است، انجام می‌پذیرد. خصوصیاتی مانند ابعاد، ضخامت و نوع کریستال پیزو، مشخصات موج اولتراسوند تولیدی، از جمله فرکانس آن را معین می‌سازند. عمق نفوذ و کیفیت تصویر بستگی به فرکانس مبدل دارد. به طور کلی مبدل‌های با فرکانس بالا، قدرت تفکیک خوبی برای تصاویر دارند، اما قدرت نفوذ آن‌ها کم است. چون با افزایش فرکانس، تضعیف نیز بیشتر می‌شود. حال آنکه در مبدلی با فرکانس پائین، کیفیت تصویر پائین آمده ولی عمق نفوذ بیشتر خواهد شد. به همین دلیل برای به دست آوردن تصویر از بافت‌های عمقی از فرکانس‌های پائین و برای به دست آوردن تصویر از بافت‌های سطحی از فرکانس‌های بالا استفاده می‌کنند. به عنوان مثال برای سونوگرافی کبد و کلیه از پروب ۵/۳ مگاهرتز و برای سونوگرافی از سینه از پروب ۵/۷ مگاهرتز استفاده می‌شود. به طور کلی هر چه فرکانس موج اولتراسوند افزایش یابد رزولوشن محوری تصویر نیز افزایش می‌یابد و در نتیجه میزان نفوذ آن در بافت‌های بدن کاهش می‌یابد. تفاوت دیگر پروب‌ها در شکل ظاهری آن‌هاست تا قابلیت انطباق جهت سونوگرافی از قسمت‌های مختلف بدن را فراهم آورند.

مبدل های پیزو الکتریک

روش پیزوالکتریسیته تأثیر متقابل فشار مکانیکی و نیروی الکتریکی را در یک محیط اثر پیزو الکتریسیته می‌گویند. به‌طور مثال بلورهایی وجود دارند که در اثر فشار مکانیکی، نیروی الکتریکی تولید می‌کنند و برعکس ایجاد اختلاف پتانسیل در دو سوی همین بلور و در همین راستا باعث فشردگی و انبساط آن‌ها می‌شود که ادامه دادن به این فشردگی و انبساط باعث نوسان و تولید امواج می‌شود. مواد (بلورهای) دارای این ویژگی را مواد پیزو الکتریک می‌گویند. اثر پیزو الکتریسیته فقط در بلورهایی که دارای تقارن مرکزی نیستند، وجود دارد. بلور کوارتز از این دسته مواد است و اولین ماده‌ای بود که برای ایجاد امواج فراصوت از آن استفاده می‌شد که اکنون هم استفاده می‌شود.



شکل ۸ـ۱۲. رفتار یک کریستال کوارتز در تولید اولتراسوند. (a) اتصال الکترودها؛ (b) تغییر ضخامت کریستال با قطر d (در اینجا بسیار بزرگ نشان داده شده است) به ازای یک ولتاژ متغیر وارد شده؛ (c) کریستالی که برای تولید اولتراسوند در یک نگهدارنده قرار داده شده است. با اتصال یک عدسی آکوستیکی به کریستال یک پرتو همگرا تولید می‌شود.

انتخاب نوع پروب

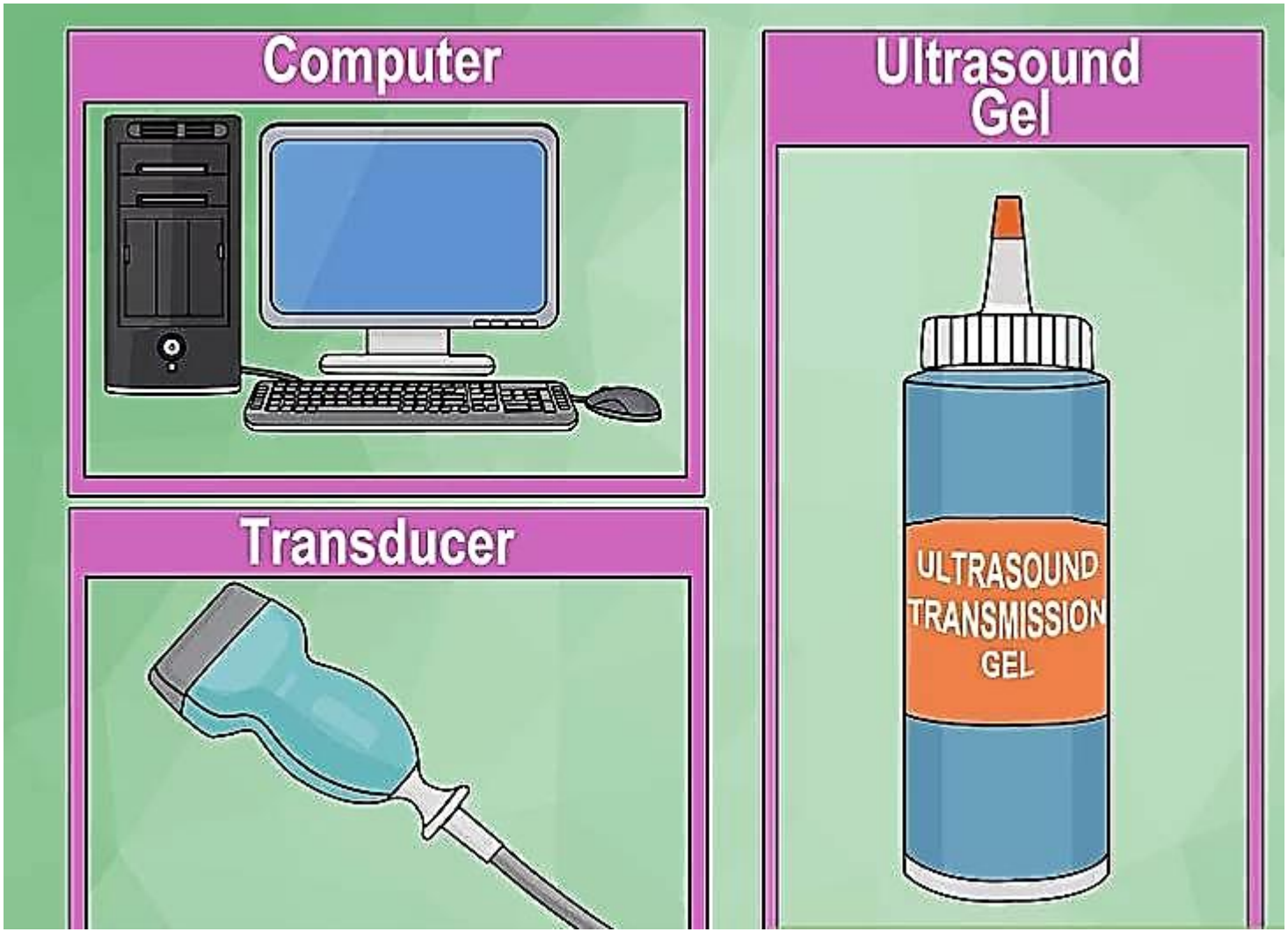
۱-پروب خطی:این نوع پروب ها چهار گوشه ای هستند. در نتیجه میدان دید از نظر شکل، مربعی خواهد بود.

۲-پروب محدب: نوع متغیری از مبدل خطی است.سرامیک های پیزوالکتریک به شکل محدب چیده شده اند و امواج صوتی به صورت شعاعی از میدان هندسی خارج می شوند . از این پروب برای دید فضا های بین دنده ای استفاده می شود.

پروب خطی

پروب محدب یا کانوکس

یونیت اصلی


Computer
Ultrasound Gel
Transducer
ULTRASOUND TRANSMISSION GEL

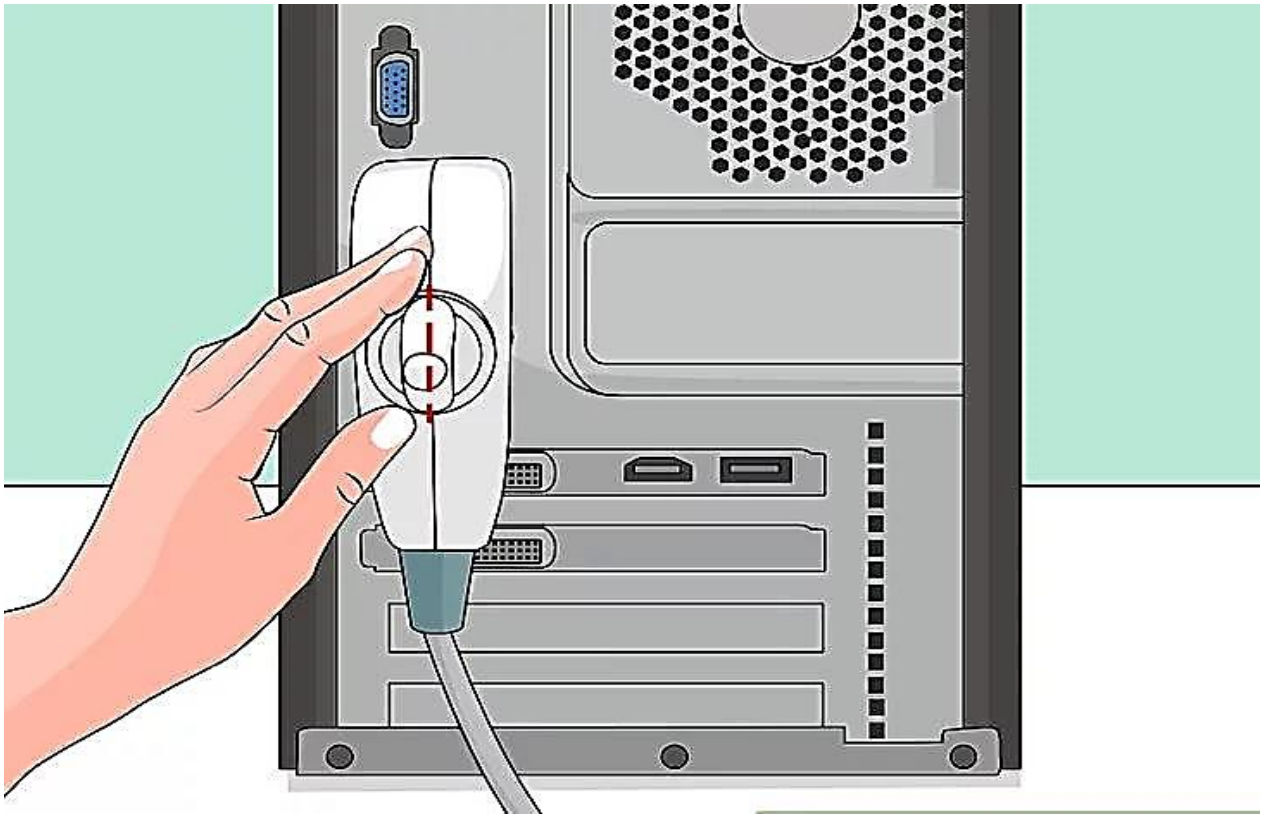
نحوه تهیه تصاویر اولتراسوند از بدن

قسمت اول: آماده کردن دستگاه

تمام اجزای لازم برای گرفتن یک تصویر سونوگرافی را آماده کنید. این اجزا شامل یک مبدل، کامپیوتر، ژل اولتراسوند (سونوگرافی) و ابزار تبدیل جسم به تصویر است. در ابتدا همه موارد موردنیاز خود را آماده کنید تا مجبور نشوید به دنبال یافتن چیزی باشید. اگر دستانتان کثیف هستند، آنها را بشویید.

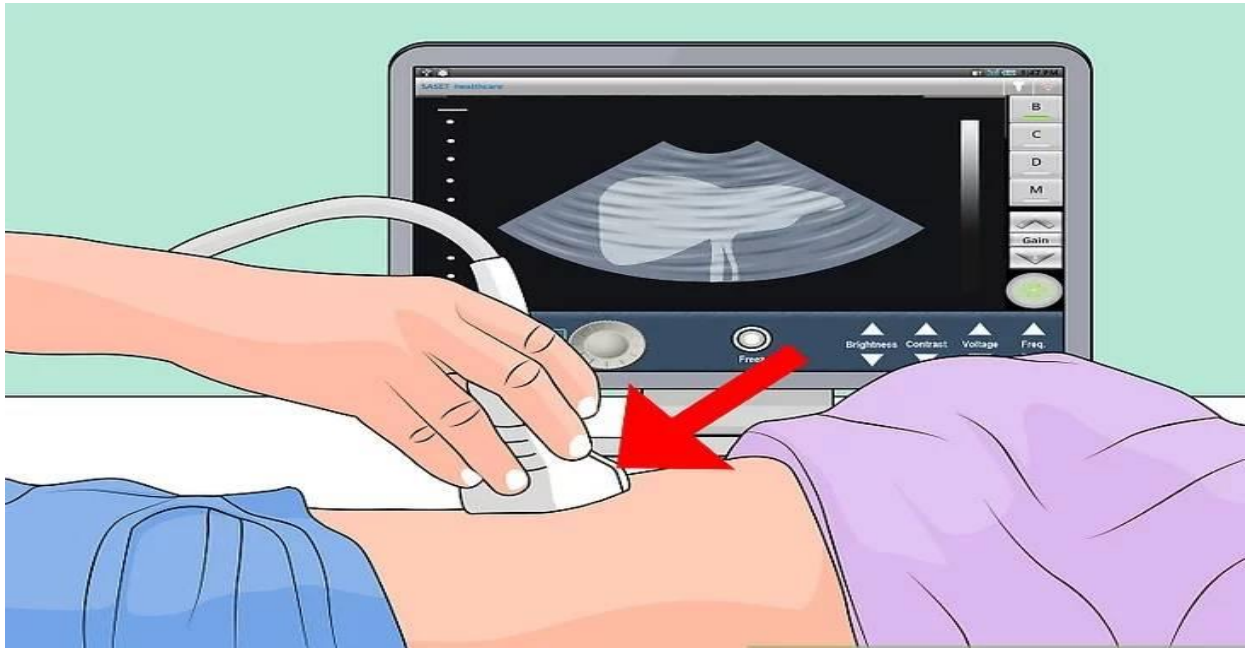
۲- دستگاه را روشن کرده و نرم افزار را بارگیری کنید. اینکار ممکن است در رایانه شخصی، لپ تاپ یا رایانه تصویربرداری پزشکی باشد. نرم افزار جایی است که تصویر را مشاهده خواهید کرد. ماشین های مختلف تکنولوژیهای مختلفی دارند. با دستگاه خود و جای وسایل آن آشنا شوید. نرم افزارهای مختلف زیادی برای اجرای سونوگرافی وجود دارد..

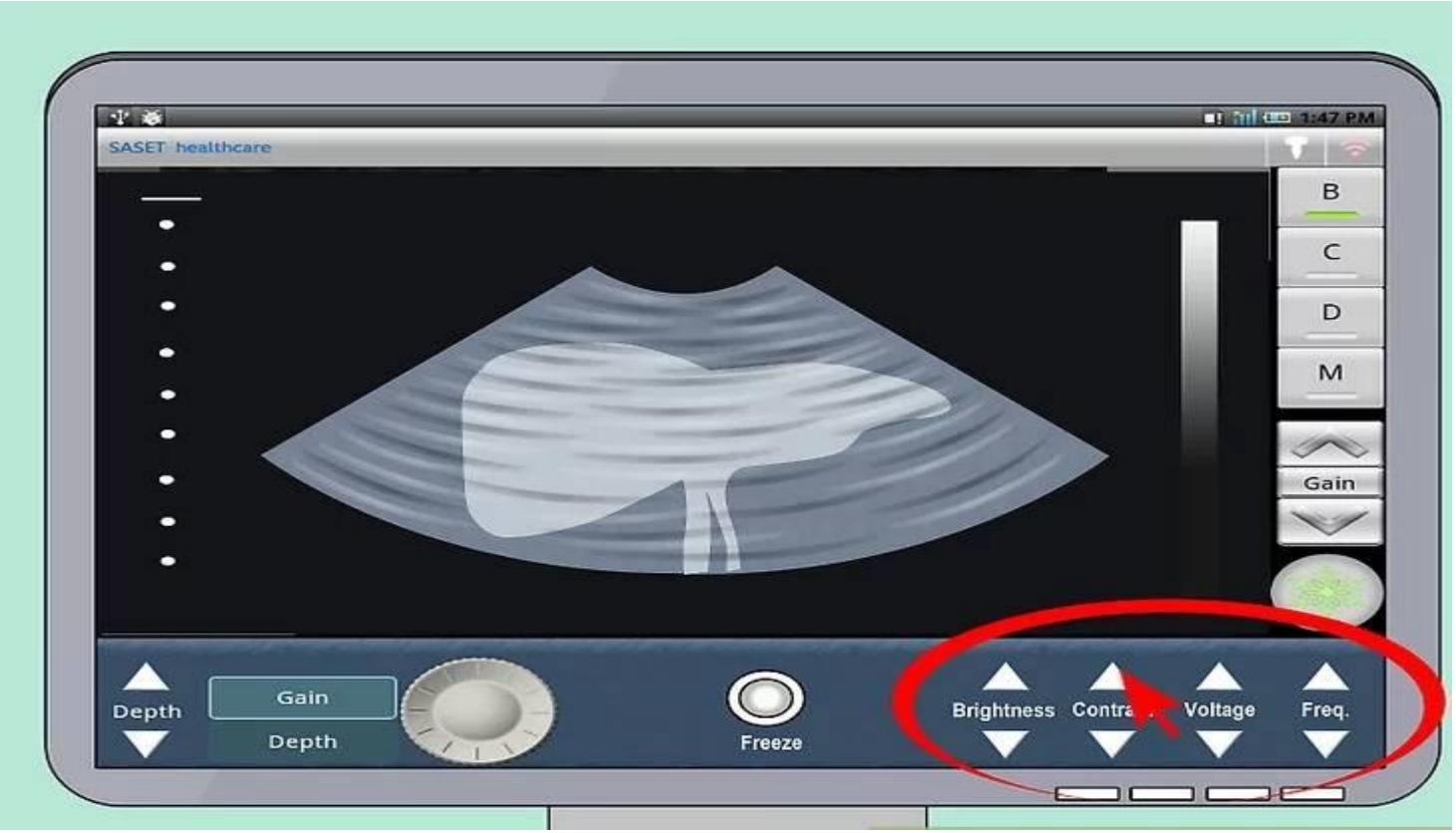
۳-پروب را به دستگاه وصل کنید. پروب را درون درگاه پروب قرار دهید و با چرخاندن مهره به صورت عمودی آن را قفل کنید. اینکار پروب را در جای خود قفل می کند. به منظور جدا کردن مبدل، کافی است دستگیره را به صورت افقی چرخانده و خارج کنید. قبل از انجام این کار صفحه را روی تصویر خود نگهدارید. اگر پروب کاملاً وارد درگاه نمی شد، کمی محکمتر فشار دهید یا آن را تکان دهید.



4.پروب را آماده کنید. ژل سونوگرافی همیشه بین سر پروب و جسم در حال تصویربرداری استفاده می شود. ژل دیدن تصویر را آسانتر می کند. یک لایه به ضخامت نیم سانتیمتر روی سطح بمالید. فقط مقدار کمی ژل استفاده کنید و هرگز مقدار زیادی ژل روی محل قرار ندهید.

پروب را به آرامی روی سطح بافت فشار دهید. ژل ممکن است باعث احساس سرما در بیمار شود اما ضرری ندارد. هنگامی که پروب در حال تماس با شی است، فریم تصویر را در حالت متحرک قرار دهید. در حالیکه به تصویر کامپیوتر نگاه میکنید، پروب را به طرفین حرکت دهید. مکانی را که می خواهید عکس بگیرید پیدا کنید. فوکوس کردن روی نقطه ای که می خواهید، ممکن است مدتی طول بکشد. باید تمرین کنید تا بتوانید آنچه را که به دنبال آن هستید سریعتر پیدا کنید.





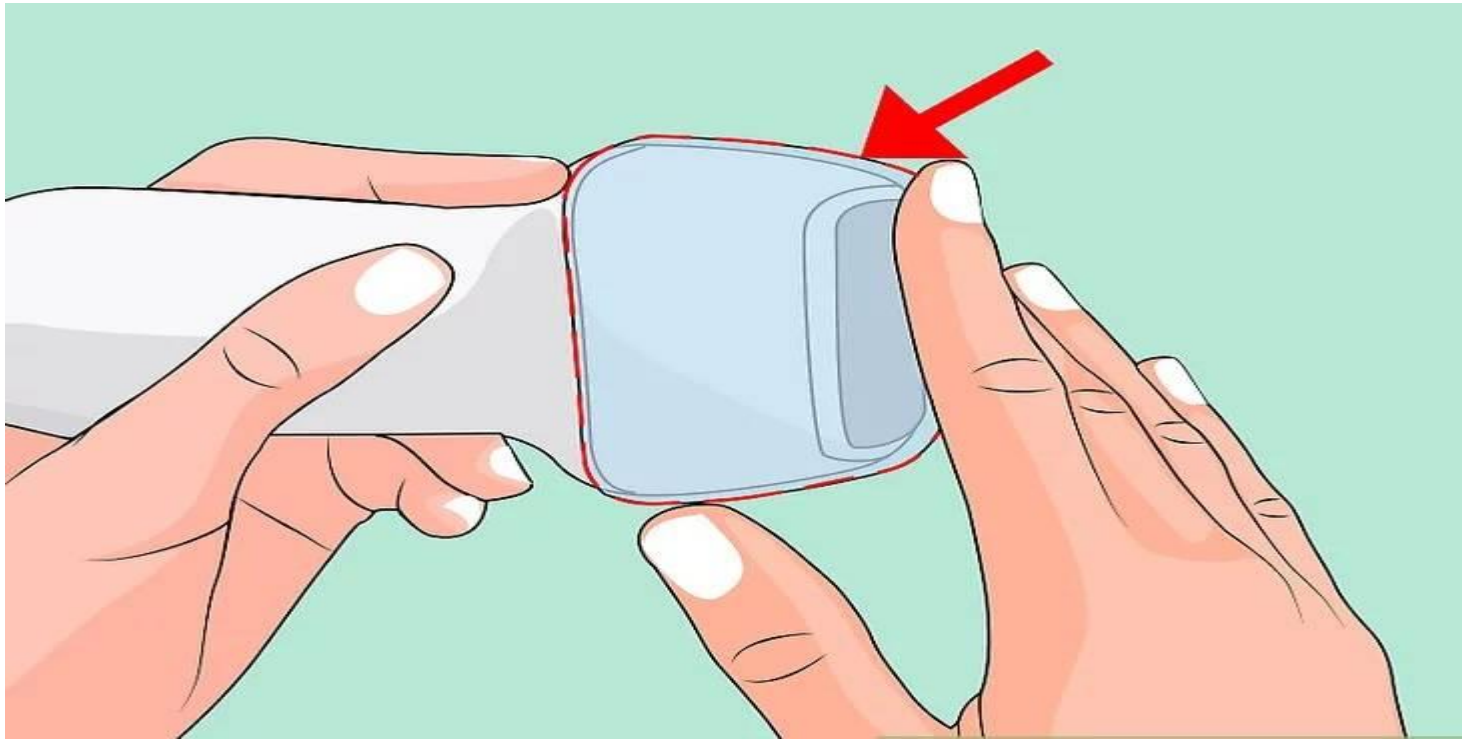
تصویر را تنظیم کنید. برای به دست آوردن یک تصویر واضح، روشنایی یا کنتراست را افزایش یا کاهش دهید. با تنظیمات دستگاه خود بازی کنید. برخی از تنظیمات ممکن است بیشتر از سایر موارد استفاده شود. این واقعاً به چیزی که شما از آن عکس می گیرید، بستگی دارد. می دانید اگر بخواهید تصویر خوبی داشته باشید باید کانون جایی که میخواهید عکس بگیرید دقیقا مرکز صفحه باشد و کانتراست خوبی بین نقاط تاریک و روشن وجود داشته باشد.

عکس بگیرید. این همان دکمه ای است که برای گرفتن تصویر قبل از روشن کردن پروب استفاده می کنید. شما یک تصویر سونوگرافی گرفتید!

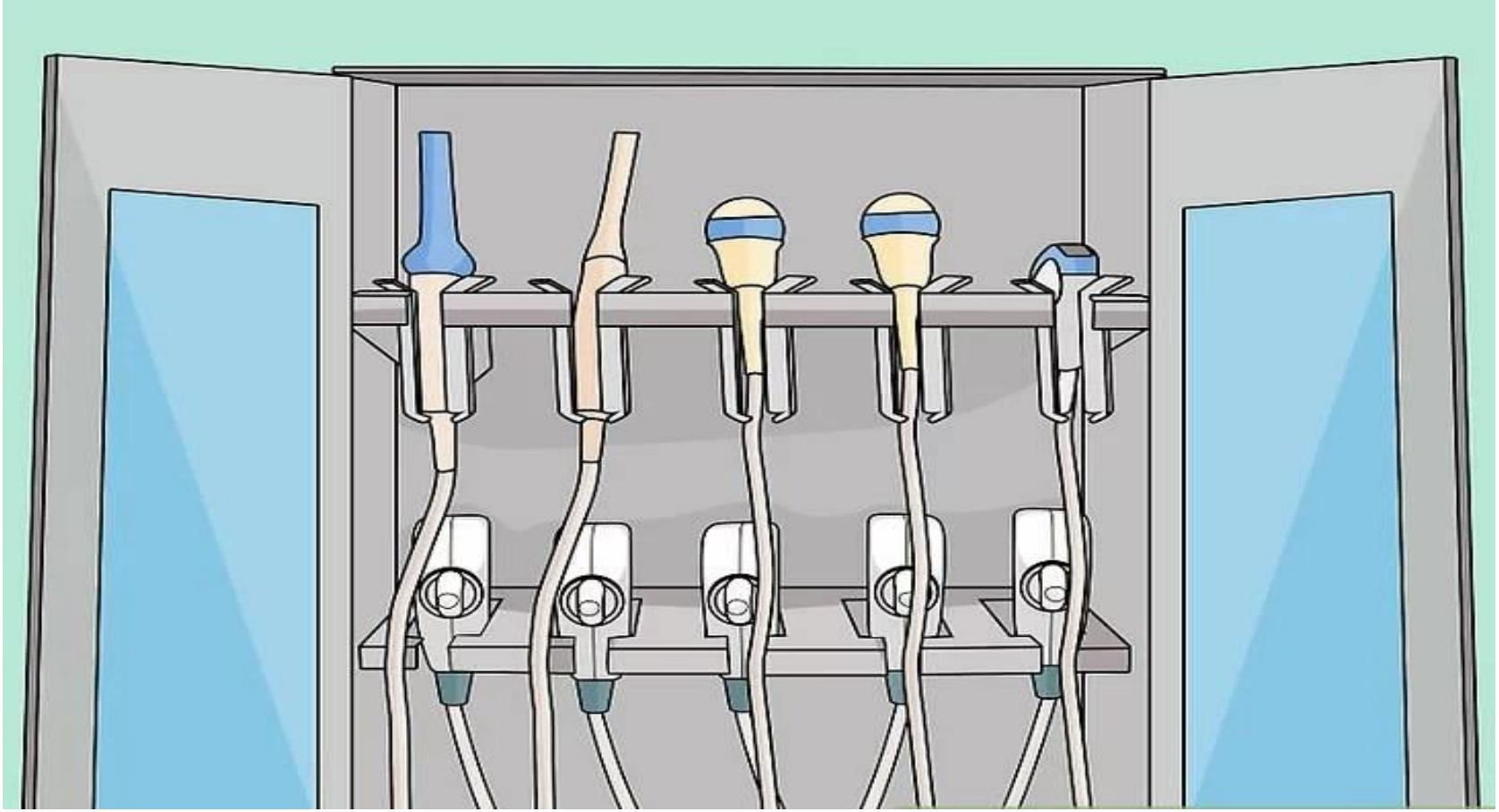
مرحله سوم: نگهداری از پروب

ژل روی پروب را پاک کنید. می توانید از یک دستمال مرطوب مانند دستمال کاغذی استفاده کنید. پوشش های سونوگرافی وجود دارد که با خرید و استفاده از آنها، خراشی که روی سر پروب ایجاد می شود را به حداقل می رساند.سپس به آرامی اما خوب ژل را پاک کنید. همچنین، قبل از آماده شدن برای نگهداری آن، از اینکه همه ژلها را پاک کرده اید اطمینان حاصل کنید.

کاور پلاستیکی را بر روی پروب قرار دهید. این روکش به محافظت از هر چیزی که ممکن است به طور تصادفی روی سر پروب بیفتد کمک خواهد کرد. سطح بالای پروب بسیار نرم است و هرگونه خراش یا نشتی ممکن است کیفیت تصویر را خراب کند



3.در مکانی امن نگهداری کنید. منظور مکانی است که پروب از افتادن در امان باشد. همچنین، پروب همیشه باید سرد و خشک باشد. لازم به ذکر است اگر افراد دیگری در حال استفاده از پروب هستند، اطمینان حاصل کنید که آنها با پروتکلهای نگهداری صحیح پروب آشنایی دارند.



روش تصویربرداری A.Scan

مخفف واژه اسکن دامنه (Amplitude Scan) است که ساده‌ترین نوع نمایشی اولتراسوند بوده و با دامنه اکوهای بازگشتی سروکار دارد. در این روش دامنه امواج بازتابی به عنوان یک مقیاس ضبط می‌شود و سپس تصاویر به صورت یک بعدی نمایش داده می‌شوند. در اسکن A که برای یافتن اطلاعات تشخیصی اعماق ساختارها (بافت‌ها) در بدن به کار می‌رود، پالس‌های اولتراسوند را به داخل بدن فرستاده و زمان لازم برای بازتاب‌ها از سطوح گوناگون درون آن اندازه گرفته می‌شود. از آن جا که سرعت امواج مافوق صوتی در مایعات و بافت‌های بدن تقریباً یکسان است، این زمان متناسب با فاصله بافتی است که این بازتاب از آن برمی‌گردد. به عبارتی فاصله زمانی بین فرستادن و آشکار ساختن یک پالس صوتی با فاصله بین مبدل و بافت مورد نظر متناسب است. ولی این فاصله دو برابر فاصله بین مبدل و بافت است (رفت و برگشت). امروزه این روش کاربرد محدودی دارد و

روش تصویر برداری B.Scan

به منظور تهیه تصاویر دو بعدی از بافت‌های بدن از اسکن B استفاده می‌شود. به طور ساده منظور از مد B نمایش روشنایی بازتاب‌ها است. سیگنال‌های بازتاب شده در اسکن B روی مانیتور به صورت نقاط روشن نمایش داده می‌شوند.

در تهیه تصاویر مافوق صوت با روش اسکن B، دو فرض در مورد مکان بافت‌ها (بازتاب‌ها) در نظر گرفته می‌شود:

۱) بازتاب‌ها از امتداد محور مبدل(امتداد پرتو تابشی) به مبدل باز می گردند.

۲) زمان بین ارسال پالس و دریافت بازتاب آن با فاصله بین مانع و مبدل نسبت مستقیم دارد.

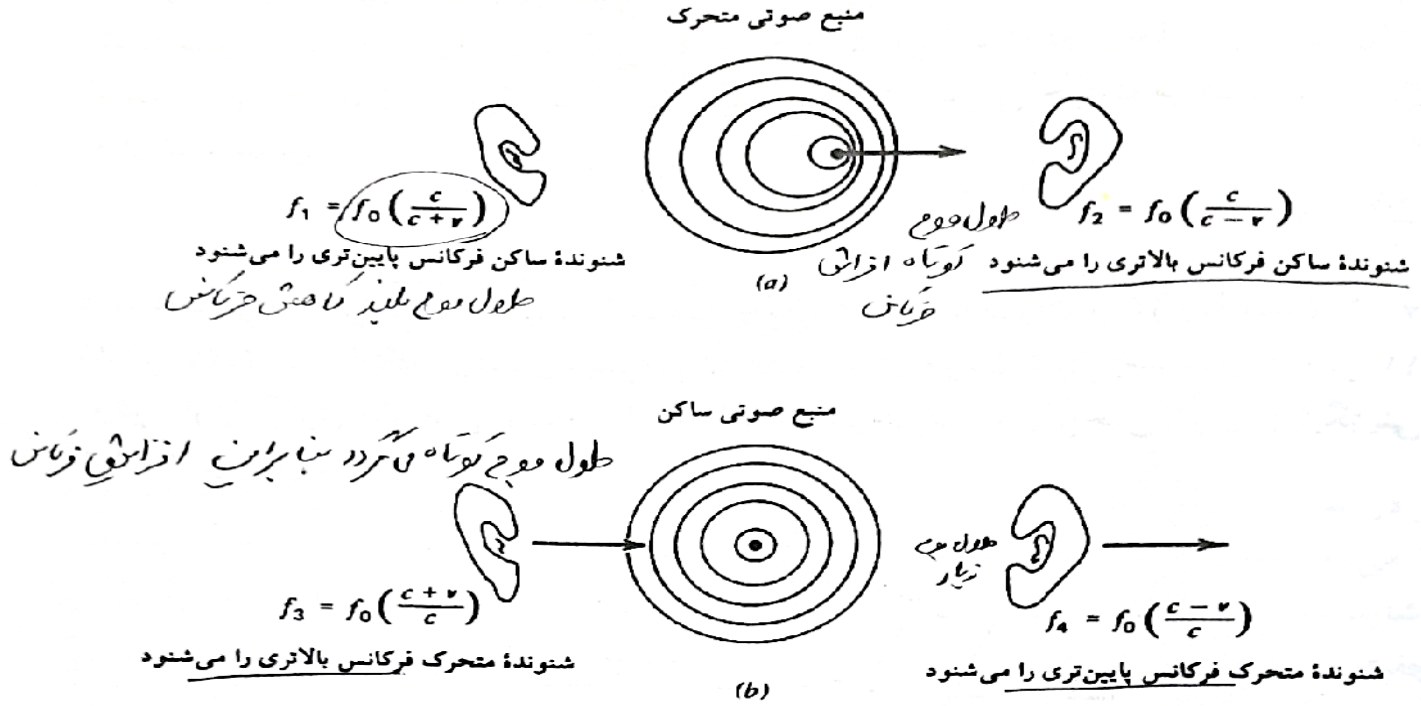
اصول اولیه اسکن B با اسکن A یکی است. در واقع اسکن B مجموعه‌ای از اسکن‌های A می‌باشد که در آن دامنه‌ها به نقاط روشن تبدیل شده‌اند. در این مد وجود نقطه روشن نشانگر مرز ناحیه، شدت روشنایی بیان‌کننده درصد انعکاس و نوع بافت، و مکان نقطه روشن بیانگر عمق بافت است.

تصویربرداری مد_M

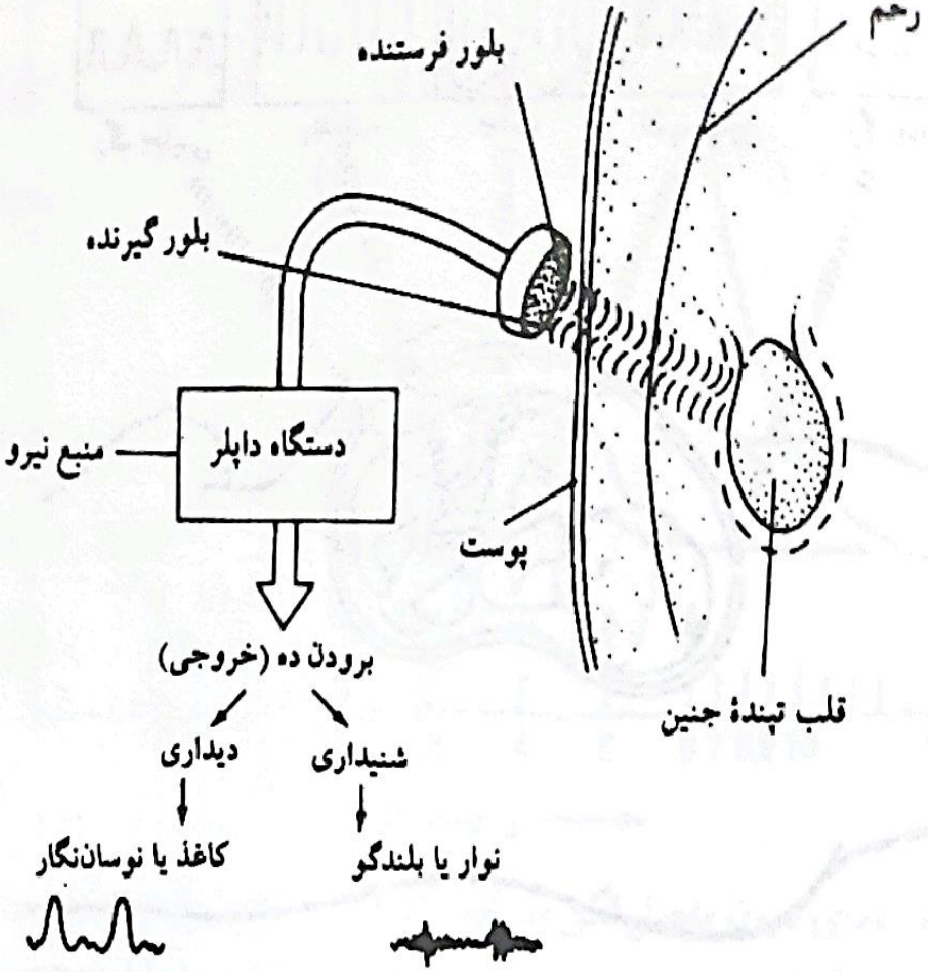
مد M برای اندازه گیری سرعت حرکت اعضایی مثل قلب و دریچه‌های آن و معده استفاده می‌شود. این مد برای نمایش حرکت نیز به کار گرفته می‌شود. برای تصویربرداری، مبدل به صورت ثابت روی عضو مورد نظر که در حال حرکت یا نوسان است، قرار می گیرد. یک پالس مافوق صوت در مدت حدود یک تا پنج میکروثانیه به طرف عضو فرستاده می‌شود و مبدل برای مدت حدود ۳۰۰ میکروثانیه (بستگی به عمق مورد مطالعه دارد) برای دریافت بازتاب‌ها به عنوان گیرنده عمل می کند. از آنجا که سرعت صوت در بافت بسیار بیشتر از سرعت حرکت عضو است (سرعت اکثر اعضاء متحرک بدن کمتر از ۱ m/s است)، لذا موقعیت عضو و بافت‌های تشکیل‌دهنده آن در مدت زمان ارسال پالس و دریافت بازتاب‌های آن، ثابت خواهد بود. پس از دریافت بازتاب‌ها، که به صورت

روش داپلر

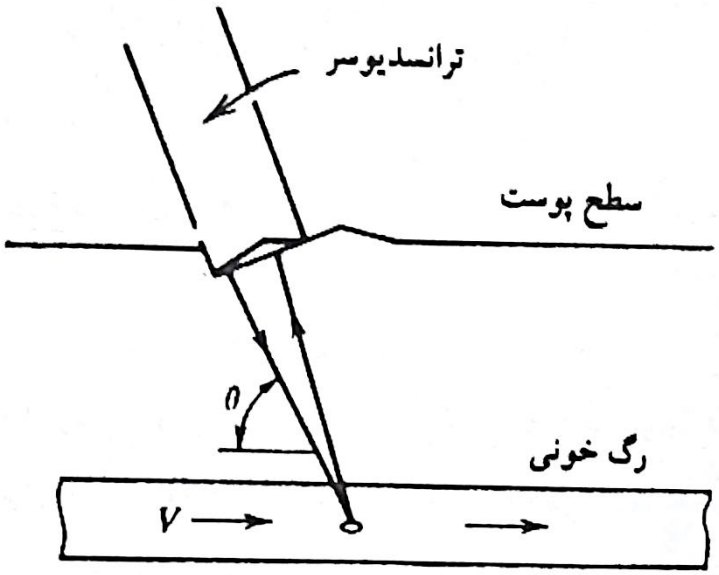
مد داپلر بیشتر برای اندازه‌گیری سرعت سیالات بدن مانند خون و صفرا به کار گرفته می‌شود. تنها روش تصویربرداری سونوگرافی که تهیه تصویر در آن بر پایه اختلاف فرکانس بین پالس ارسالی و دریافتی است، روش داپلر است. در مد داپلر، مبدل یک موج مافوق صوت با فرکانس مشخص به سمت گلبول‌های موجود درون یک رگ ارسال می‌کند. از روش داپلر برای تعیین سرعت جریان خون در رگ‌ها و نیز جهت جریان خون (خون سرخرگی و یا سیاهرگی) استفاده می‌شود.



شکل ۲۶-۱۲. پدیدهٔ داپلر. (a) زمانی که یک منبع صوتی به شنونده نزدیک یا از آن دور می‌شود، به ترتیب بسامد بالاتر و پایینتری به گوش خواهد رسید. (b) یک شنونده هنگامی که به منبع صوت نزدیک می‌شود نسبت به زمانی که از آن دور می‌شود بسامد بالاتری را می‌شنود. در اینجا c سرعت صوت در هوا، V سرعت منبع در حالت (a) و سرعت شنونده در حالت (b) و f_0 بسامد در نبود حرکت است.



شکل ۲۸ـ۱۲. *دیاگرام نمایشی از گیرندهٔ اولتراسوندی حرکت، برای پایش قلب جنین*



$$f_d = \frac{2f_0 V}{v} \cos\theta$$

شکل ۲۷ـ۱۲. طرحی که استفاده از اثر داپلر را برای اندازه‌گیری سرعت جریان خون در یک رگ نشان می‌دهد. ترانسدیوسر دارای دو کریستال است؛ یکی برای انتقال موج صوتی و دیگری برای دریافت پژواک. بجای یک موج صوتی ضربان‌دار، یک موج صوتی پیوسته به‌کار رفته است.

اثرات فیزیولوژیک اولتراسوند در درمان

هنگام عبور امواج فرا صوت از بدن، تغییرات فیزیکی و شیمیایی گوناگونی ایجاد می‌شود که می‌تواند باعث بروز اثرات فیزیولوژیک گردد. میزان این اثرات به بسامد و دامنهٔ صوت بستگی دارد. در شدتهای بسیار پایین که در کار تشخیص از آنها استفاده می‌شود (توان میانگینی $0.01\ W/cm^2$ و توان حداکثر $20\ W/cm^2$)، هیچ اثر زیانباری مشاهده نشده است. با افزایش توان، اولتراسوند کاربرد درمانی می‌یابد. در سطحهای شدت پیوسته نزدیک به $1\ W/cm^2$، اولتراسوند می‌تواند مانند یک عامل گرم کنندهٔ عمقی عمل کند. در سطحهای شدت برابر $10^3\ W/cm^2$ به عنوان یک عامل تخریب بافت از آن استفاده می‌شود.

کاربرد های دستگاه سونوگرافی

بیماری‌های زنان و زایمان

— مانند بررسی قلب جنین، اندازه‌گیری قطر سر (سن جنین)، بررسی جایگاه اتصال جفت و محل ناف، تومورهای پستان.

بیماری‌های مغز و اعصاب

— مانند بررسی تومور مغزی، خونریزی مغزی به صورت اکوگرام مغزی یا اکوانسفالوگرافی.

بیماری‌های چشم

— مانند تشخیص اجسام خارجی درون چشم، تومور عصبی، خونریزی شبکیه، اندازه‌گیری قطر چشم، فاصله عدسی از شبکیه.

بیماری‌های کبدی

— مانند بررسی کیست و آبسه کبدی.

بیماری‌های قلبی

— مانند بررسی اکوکاردیوگرافی (سونوگرافی قلب اکوکاردیوگرافی نامیده می‌شود)

دندان‌پزشکی

— مانند اندازه‌گیری ضخامت بافت نرم در حفره‌های دهانی.

این امواج به علت اینکه مانند تشعشعات یونیزان عمل نمی‌کنند، بنابراین برای زنان و کودکان بی‌خطر هستند.

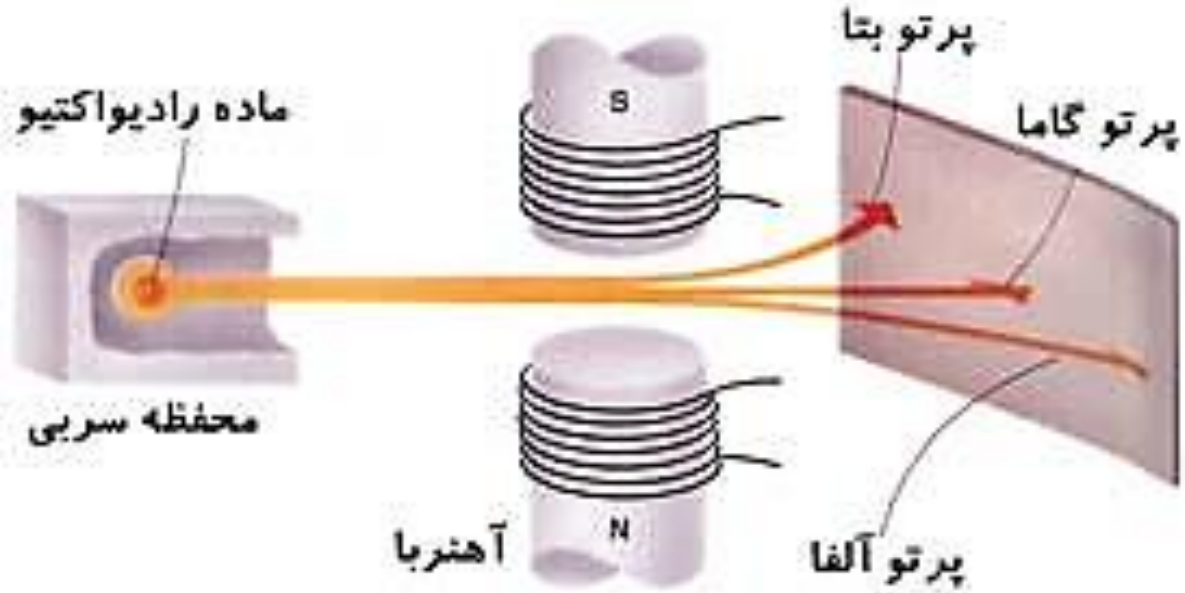
تحقیق
کاربرد پیزوالکتریک در صنعت

جلسه پنجم
اصول سیستم های تصویر نگاری

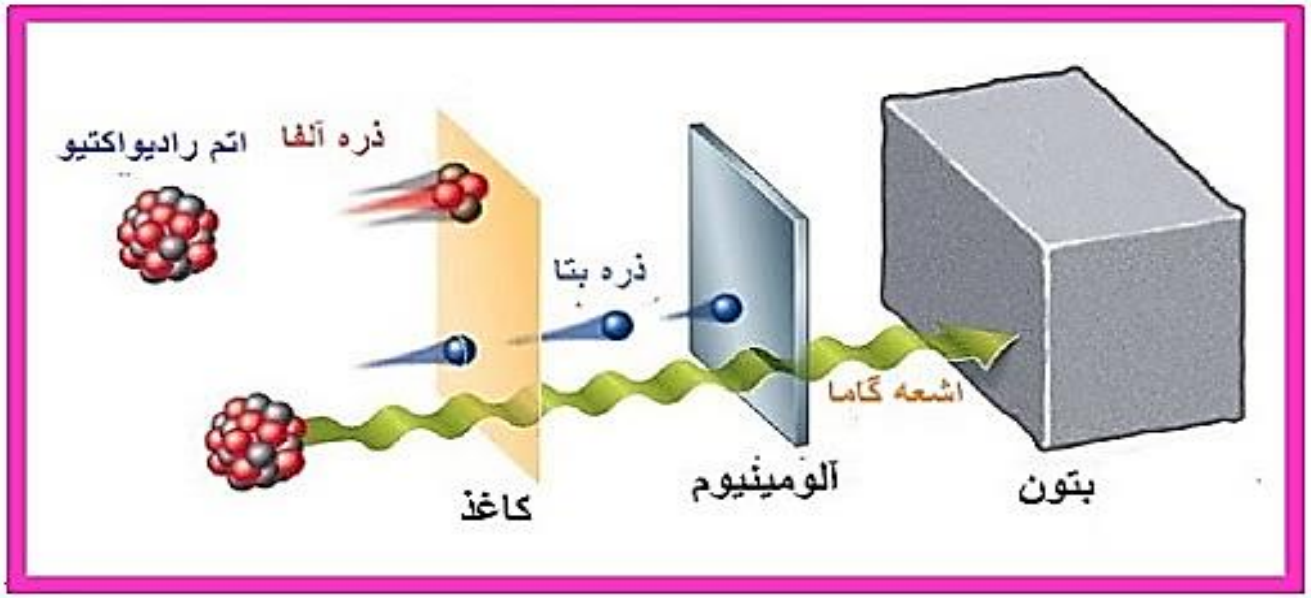
روش های تصویر برداری
مبتنی بر تکنیک هسته ای

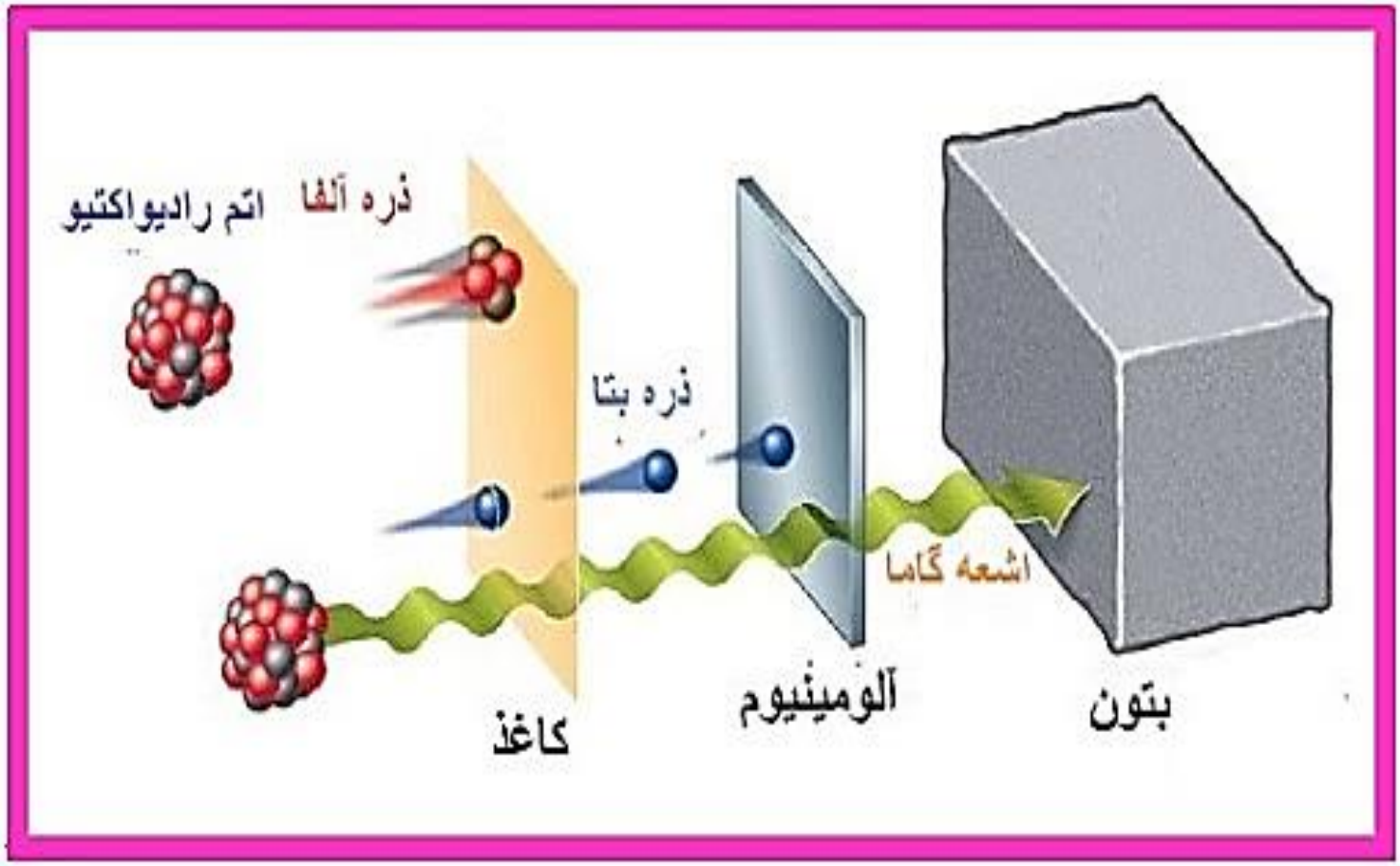
اولین آثار رادیواکتیویته در سال ۱۸۶۷ توسط سنت ویکتور بر روی امولسیون فیلم مشاهده گردید. پس از او، در سال ۱۸۹۶، هانری بکرل، در جریان بررسی خاصیت لومینانس املاح اورانیوم، پی به وجود اشعه‌ای نظیر اشعهٔ ایکس برد. بکرل املاح اورانیوم را در صفحات فوتوگرافی قرار داد و دور از نور در جایی نگاه داشت و پس از ظاهرکردن آن‌ها به وجود اشعه‌ای ناشناخته پی برد. این کشف بکرل بعدها در ۲۶دسامبر ۱۸۹۸ منجر به اعلام کشف رادیوم توسط پییر و ماری کوری گردید. در ۱۸۹۹، رادرفورد نشان داد که دو نوع تابش از املاح اورانیوم ساطع می‌شود، و این ذرات را آلفا و بتا نامید. در ۱۹۰۰، کوری و ویلارد نوع سومی از این تابش‌ها را کشف کردند و آن را گاما نامیدند. در ۱۹۰۸ معلوم شد که آلفا و بتا تحت تأثیر میدان مغناطیسی منحرف می‌شوند، ولی گاما چنین انحرافی از خود نشان نمی‌دهد.

پژوهشگران مواد رادیواکتیوی کشف کردند که به‌طور طبیعی عناصری، عمدتاً بسیار سنگین بوده و هسته‌های ناپایدار دارند و با گسیل کردن پرتوهای گوناگون ـ پرتوهای آلفا (α)، بتا (β)، و گاما (γ) ـ فرو می‌پاشند (پرتوهای آلفا و بتا اغلب ذرات آلفا و بتا خوانده می‌شوند). پرتوهای آلفا، بتا و گاما ویژگیهایی کاملاً متفاوت دارند. ذرات آلفا و بتا در میدانهای مغناطیسی و الکتریکی در جهتهای مخالف منحرف می‌شوند؛ ذرات آلفا بار مثبت و ذرات بتا بار منفی دارند. ذرات آلفا، که در فاصلهٔ چند سانتی‌متری در هوا می‌ایستند، هسته‌های اتم‌های هلیوم‌اند. پرتوهای بتا توان نفوذ بیشتری دارند، اما در فاصله چندمتری در هوا یا چند میلی‌متری نسبت به بافت می‌ایستند. آنها در حقیقت الکترون‌های پرسرعت هستند. پرتوهای گاما قابلیت نفوذ بسیار بیشتری دارند و از نظر فیزیکی شبیه به پرتوهای رونتگن‌اند. انرژی آنها بسیار بیشتر از پرتوهای رونتگن به‌کار رفته در رادیولوژی تشخیصی است.


پرتو بتا
ماده رادیواکتیو
S
پرتو گاما
محفظه سربی
آهنربا
N
پرتو آلفا

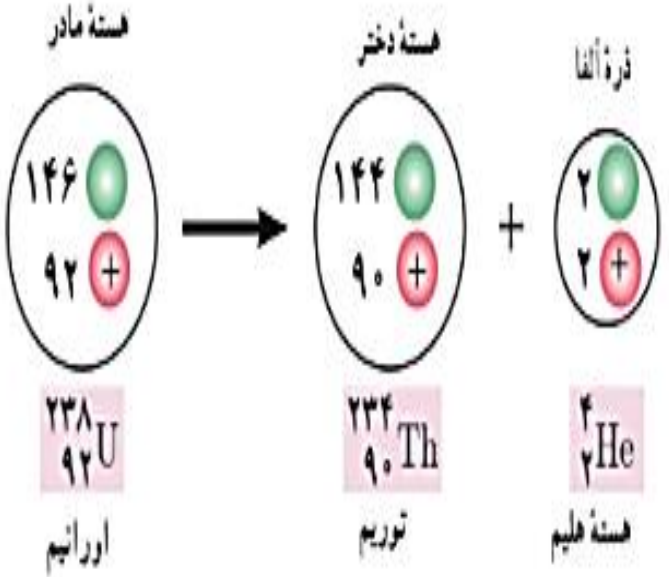
در پرتوزایی طبیعی سه نوع پرتو ایجاد می‌شود: پرتوهای آلفا (a)، پرتوهای بتا (β) و پرتوهای گاما (γ). پرتوهای a کمترین نفوذ را دارند و با ورقهٔ نازک سربی با ضخامت ناچیز $(\approx 0/01mm)$ متوقف می‌شوند، در حالی که پرتوهای (β) مسافت خیلی بیشتری را $(\approx 0/1mm)$ در سرب نفوذ می‌کنند. پرتوهای (γ) بیشترین نفوذ را دارند و می‌توانند از ورقه‌ای سربی به ضخامت قابل ملاحظه‌ای $(\approx 100nm)$ بگذرند. در تمام فرایندهای واپاشی پرتوزا مشاهده شده است که تعداد نوکلئون‌ها در طی فرایند واپاشی هسته‌ای پایسته است؛ یعنی تعداد نوکلئون‌ها، پیش از فرایند با تعداد نوکلئون‌ها پس از فرایند مساوی است.




اتم راديواكتيو
ذره آلفا
ذره بتا
اشعه گاما
كاغذ
آلومينيوم
بتون

جدول ۱-۱۷. ویژگیهای پرتوهای آلفا، بتا و گاما

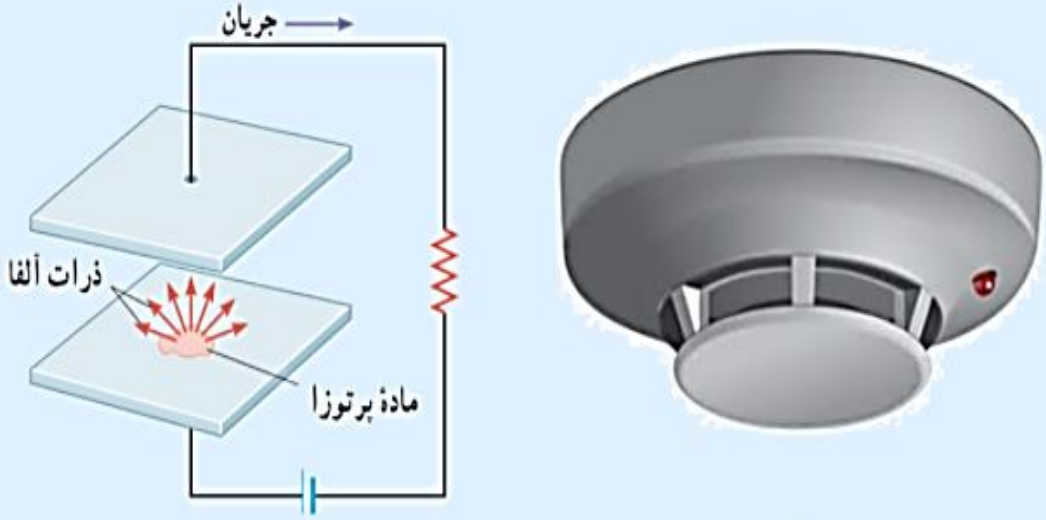
	نشانه	جرم ایستا	بار	گونه	نفوذ	انرژی
آلفا	α	$۶/۶\times۱۰^{-۲۷}$	+2	هسته هلیم	به‌وسیله یک لایه کاغذ یا ۷ سانتی‌متر هوا ایستاده می‌شود.	ثابت
بتا	β	۹×۱۰^{-۳۱}	−1	الکترون	به‌وسیله چند میلی‌متر ایستاده می‌شود.	پیوسته تا یک بیشینه ثابت
گاما	γ	--	0	مانند پرتو رونتگن	به‌گونه تصاعدی در چندین سانتی‌متر بافت جذب می‌شود.	ثابت



شکل ۶-۵ در واپاشی a یک هستهٔ مادر ناپایدار، ذرهٔ a گسیل می‌کند و هستهٔ متفاوتی (هستهٔ دختر) به وجود می‌آید.

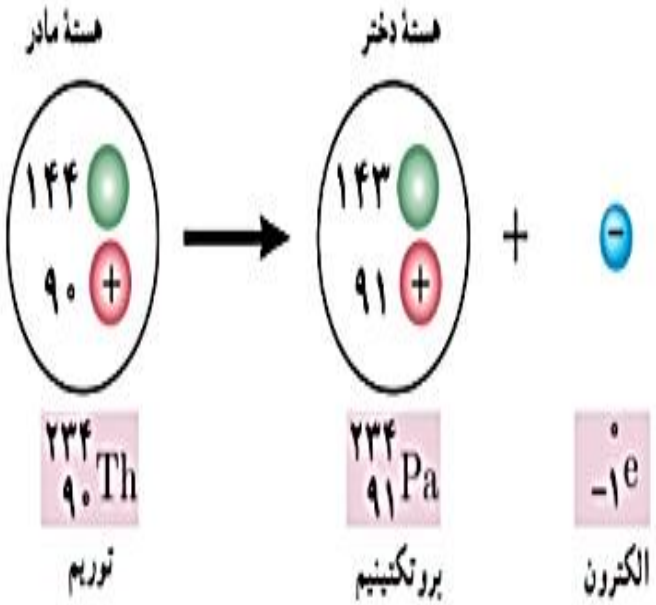
فنّاوری و کاربرد: واپاشی آلفا و آشکارسازهای دود

یکی از کاربردهای گستردهٔ واپاشی a در آشکارسازهای دود است (شکل الف). شکل ب، مدار و بخش اصلی یک آشکارساز دود را نشان می‌دهد. دو صفحهٔ کوچک و موازی فلزی در فاصلهٔ حدود یک سانتی متر از یکدیگر قرار داده می‌شوند. مقدار اندکی مادهٔ پرتوزا را که ذرات a گسیل می‌کند در وسط یکی از صفحه‌ها می‌گذارند. ذرات a با مولکول‌های هوای بین دو صفحه برخورد می‌کنند، مولکول‌های هوا یونیده می‌شوند و یون‌های مثبت و منفی به وجود می‌آیند. ولتاژ باتری باعث می‌شود یک صفحه مثبت و صفحهٔ دیگر منفی باشد، به طوری که هر صفحه یون‌های با بار مخالف را جذب می‌کند. در نتیجه در مدار متصل به صفحه‌ها جریانی به وجود می‌آید. وجود ذرات دود میان صفحه‌ها جریان را کاهش می‌دهد؛ زیرا یون‌هایی که به ذرات دود برخورد می‌کنند معمولاً خنثی می‌شوند. اُفت جریان که ذرات دود باعث آن می‌شود هشدار دهنده‌ای را به کار می‌اندازد.

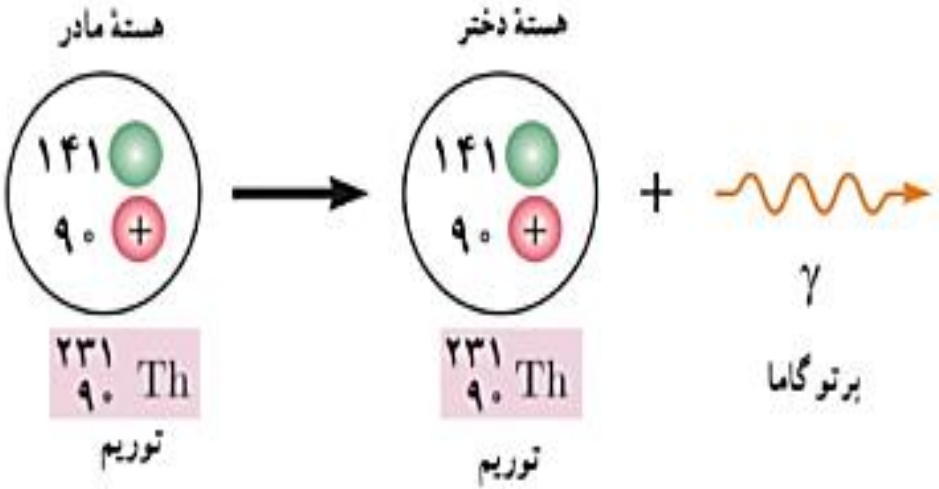


(ب)

(الف)



شکل ۶-۶ واپاشی β^- وقتی رخ می‌دهد که نوترونی در یک هستهٔ مادر ناپایدار به پروتون و الکترون تبدیل شود. الکترون به صورت ذرهٔ β^- گسیل می‌شود.



شکل ۶-۸ واپاشی γ وقتی رخ می‌دهد که هسته‌ای برانگیخته شده باشد.

جراحی با پرتوهای گاما

جراحی با پرتوهای گاما، روش پزشکی نویدبخشی است که در سال‌های اخیر برای درمان مشکلات خاصی در مغز، از جمله تخریب غده‌های خوش خیم و سرطانی و نیز رفع نقص‌ها در رگ‌های خونی استفاده می‌شود. در این روش که از هیچ چاقویی استفاده نمی‌شود، از باریکه‌های بسیار متمرکز و توانمندی از پرتوهای گاما که متوجه غده و نقص در رگ‌ها می‌شود بهره می‌گیرند. پرتوهای γ توسط چشمهٔ کبالت ۶۰ گسیل می‌شوند. همان طور که شکل الف نشان می‌دهد، بیمار یک کلاه ایمنی فلزی بر سر می‌گذارد که سوراخ‌های بسیار کوچکی روی آن ایجاد شده است. پرتوهای عبوری از این سوراخ‌ها، روی هدف مورد نظر درون مغز متمرکز می‌شوند. از این رو بافت هدف، مقدار بسیار زیادی تابش را دریافت می‌کند و تخریب می‌شود، در حالی که بافت سالم مجاور آسیبی نمی‌بیند. جراحی با پرتوهای گاما، روشی بدون درد و خونریزی است که اغلب با بی حسی موضعی صورت می‌گیرد. مدت زمان بستری شدن در بیمارستان، خیلی کوتاه‌تر از جراحی به روش معمول است و بیمار پس از چند روز، به روال زندگی عادی خود باز می‌گردد.

(الف) در جراحی با پرتو گاما، کلاه ایمنی فلزی‌ای که سوراخ‌های کوچکی دارد روی سر بیمار قرار داده می‌شود.

هر عنصر تعداد ویژه‌ای پروتون در هستهٔ خود دارد؛ مثلاً کربن شش پروتون، نیتروژن هفت پروتون، و اکسیژن هشت پروتون دارد. با این وجود، در یک عنصر تعداد نوترون‌ها ممکن است متفاوت باشد. هسته‌های عنصر مورد نظر با تعداد متفاوت نوترون‌ها *ایزوتوپهای* آن عنصر نامیده می‌شوند. این ایزوتوپها اگر رادیواکتیو نباشند *ایزوتوپهای پایدار*[1] و اگر رادیواکتیو باشند ***رادیوایزوتوپ***[2] نامیده می‌شوند؛ مثلاً، کربن دو ایزوتوپ پایدار (^{12}C و ^{13}C) و چند رادیوایزوتوپ دارد (مانند، ^{11}C , ^{14}C و ^{15}C). بیشتر عناصر رادیوایزوتوپ‌های طبیعی ندارند، اما امروزه می‌توان به‌طور مصنوعی رادیوایزوتوپ‌های همهٔ عناصر را ساخت. ایزوتوپ یعنی «هم جایگاه» و باید هنگامی که منظور یک اتم خاص است به‌کار رود. کار برد واژهٔ ***رادیونوکلید*** هنگامی مناسب است که عناصر متعدد رادیواکتیو مورد نظر باشند.

رادیواکتیویتهٔ طبیعی کمک بزرگی به دانش ما در مورد هستهٔ اتم کرده و پاره‌ای از پژوهشهای اولیه «ردیابی» در پزشکی با به‌کارگیری عناصر رادیواکتیو طبیعی انجام گرفته است. با این وجود، نقطهٔ عطف در کاربرد رادیواکتیویته در پزشکی ساخت رآکتور هسته‌ای هنگام جنگ جهانی دوم در ارتباط با پروژهٔ بمب اتمی بود. **فرمی**[3] و همکارانش در سال ۱۹۴۲ «باتری اتمی» را ساختند. رآکتور هسته‌ای تولید بسیاری از رادیونوکلیدهای مصنوعی را به مقدار زیاد ممکن ساخت. از این عناصر رادیواکتیو در پزشکی برای پژوهش، تشخیص و درمان استفاده می‌شود. در پایان دههٔ ۴۰ میلادی، رادیواکتیویتهٔ به‌دست آمده از رآکتورها بیشتر در پژوهشهای پزشکی کاربرد داشت تا تشخیص، مثلاً رادیواکتیو برای بررسی چگونگی کار بسیاری از اندامها و نیز تغییرات شیمیایی که در بدن رخ می‌دهد به‌کار رفته است. در این بخش ما کاربردهای پژوهشی رادیواکتیویته را بررسی نمی‌کنیم، بلکه به‌کاربردهای بالینی آن در تشخیص بیماری، یعنی **پزشکی هسته‌ای**، می‌پردازیم.

در حال حاضر به‌طور روزانه حدود سی مورد بررسی پزشکی هسته‌ای در یک مرکز پزشکی پیشرفته روی بیماران انجام می‌شود. در یک بیمارستان مدرن، روی حدود یک سوم بیماران حداقل یک نوع بررسی پزشکی هسته‌ای صورت می‌گیرد. بسیاری از آزمایشهای پزشکی هسته‌ای برای تشخیص سرطان انجام می‌شود و بقیه به تشخیص نارساییهای قلب، ریه، کلیه و مفاصل اختصاص دارد.

مفیدترین رادیونوکلیدها در پزشکی هسته‌ای آنهایی هستند که پرتوهای گاما گسیل می‌کنند. از آنجا که پرتوهای گاما قابلیت نفوذ بسیاری دارند، یک عنصر رادیواکتیو گسیل کنندهٔ گاما را که درون بدن است می‌توان از بیرون بدن شناسایی کرد (فصلهای ۴-۱۷ و ۵-۱۷). مقادیر بسیار ناچیز مواد رادیواکتیو، که در پزشکی هسته‌ای به‌کار می‌رود (معمولاً کمتر از $1\mu g$)، بر کارکرد فیزیولوژیک طبیعی بدن تأثیر نمی‌گذارد. یک مولکول نشاندار شده با یک عنصر رادیواکتیو از نظر فیزیولوژیک مانند نمونهٔ پایدارش عمل می‌کند.

در یک تعریف ساده به هر دارویی که در ساختار آن یک رادیو ایزوتوپ موجود باشد رادیودارو گفته می‌شود، رادیوایزوتوپ‌ها در واقع عناصر ناپایداری هستند که با توجه به ساختار اتمی‌شان از خود پرتو Radiation منتشر می‌کنند. این پرتوها که شامل پرتوهای آلفا ، بتا و گاما هستند دارای طول موج و سطح انرژی متفاوتی هستند و بر همین اساس می‌توانند در فرایندهای مختلف تشخیصی و درمانی به کار گرفته شوند. سودمندترین رادیو ایزوتوپ‌ها در پزشکی هسته‌ای رادیوایزوتوپ‌های تابش کننده پرتو گاما هستند، زیرا پرتوهایی که از این مواد در درونِ بدن تابش می‌شوند را می‌توان از بیرون بدن به سادگی تشخیص داد.داروهای نشاندار رادیواکتیو که به مریض تزریق یا خورانده می‌شوند، به نام رادیو داروها معروف هستند. دارویی هسته‌ای یا رادیو فارماکولوژی روش دارویی خاصی است که با ترکیبات ، آزمایش یا تزریق مناسب رادیو دارو به مریض ارتباط دارد

روش‌های تصویربرداری مبتنی بر تکنیک‌های هسته‌ای

پزشکی هسته‌ای شاخه‌ای از علم پزشکی است که در آن از مواد رادیواکتیو برای تشخیص و درمان بیماری استفاده می‌شود. این امر می‌تواند یا با پرتودهی مستقیم به بیمار با استفاده از یک چشمه تشعشع خارجی و یا با تزریق داروهای نشان‌دار با رادیواکتیویته به وی تحقق یابد.

در کشورهای پیشرفته صنعتی، از انرژی هسته‌ای به صورت گسترده‌ای در پزشکی استفاده می‌شود. با توجه به شیوع برخی از بیماری‌ها مانند سرطان، ضرورت تقویت طب هسته‌ای در کشورهای در حال توسعه هر روز بیشتر می‌شود.

در ادامه به معرفی چند روش تصویربرداری هسته‌ای خواهیم پرداخت.

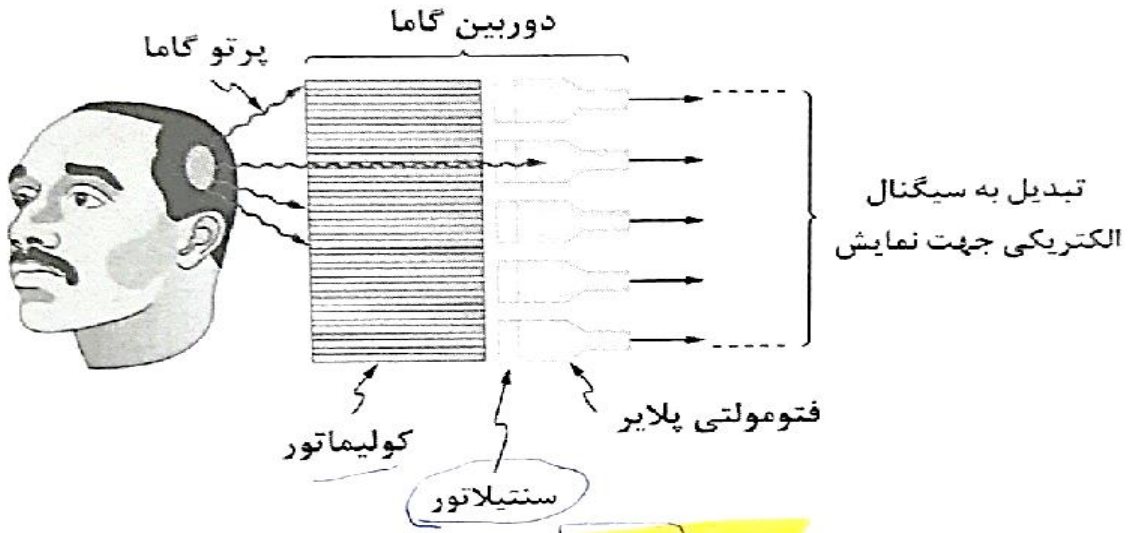
دوربین گاما

امروزه یکی از ابزارهای مهم در پزشکی هسته‌ای دوربین گاما است. این وسیله برای به تصویر کشیدن پرتوهای گامای ساطع شده از عضو هدف به کار می‌رود. در بخش پزشکی هسته‌ای به بیمار رادیو ایزوتوپ داده می‌شود که باعث می‌شود رادیو اکتیویته در بافت هدف تجمع یابد. این کار از سه طریق تزریق به درون رگ، استنشاقی و یا به صورت خوراکی قابل انجام است. رادیو ایزوتوپ دارای این ویژگی است که در ناحیه‌ای با متابولیسم بیشتر، تجمع بیشتری پیدا می‌کند.

بعضی از رادیو ایزوتوپ‌ها نیز دارای بافت هدف چندگانه هستند و در اسکن از کل بدن مورد استفاده قرار می‌گیرند. به عنوان نمونه، TC_ Dtpa رادیو ایزوتوپی است که در ناحیه کلیه تجمع پیدا می‌کند و محل تجمع TC_ Dmsa در ناحیه کبد است.

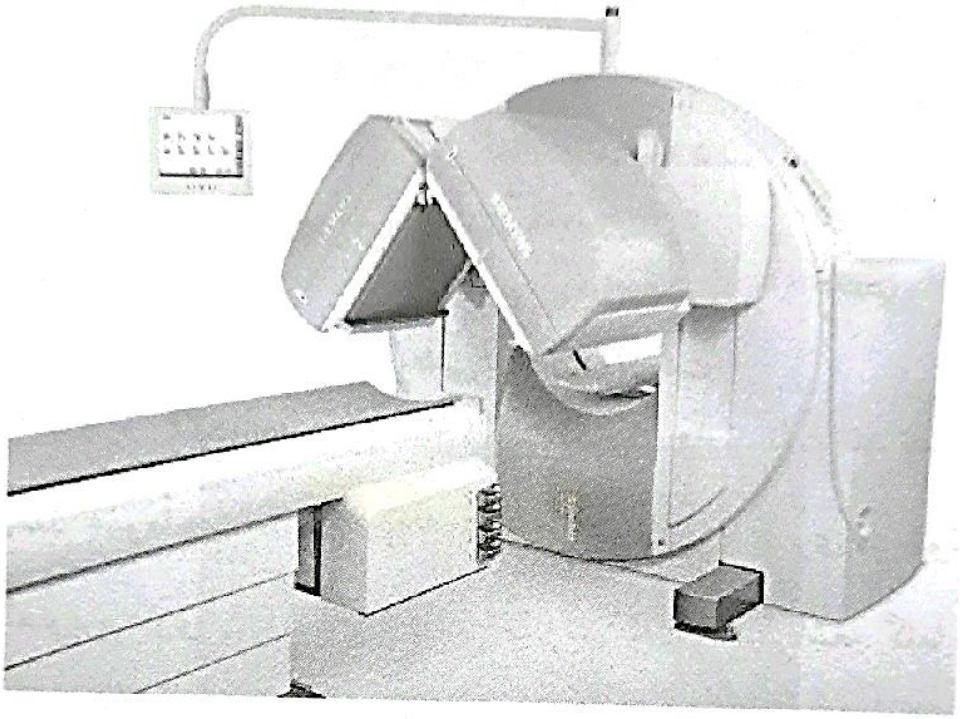
ساختار دستگاه

دوربین گاما از یک یا چندین صفحه کریستال سنتیلاتور تشکیل یافته است. فوتون‌های آزاد شده از بافت ابتدا از کولیماتور عبور می کنند که از صفحه ضخیمی از جنس سرب به ضخامت حدود ۱ الی ۳ اینچ تشکیل شده و دارای سوراخ‌های زیادی است که سنتیلاتور نامیده می‌شوند. زمانی که تابش یونیزه کننده از درون سنتیلاتور عبور می‌کند، فوتون‌هایی را به وجود می‌آورد که در فوتومولتی پلایر(Photomultiplier)، که بخشی دارای لایه‌ای با خاصیت فوتوالکتریک می‌باشد به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شوند.



شکل ۱۰۲ - تبدیل پرتو گاما به تصویر در دوربین گاما

الکترون‌ها در اثر برخورد با فوتو کاتد که به کمک آن‌ها میدان الکتریکی ایجاد گشته است، تعداد بیشتری الکترون آزاد می‌نمایند و این روند چندین بار تکرار می گردد تا سطح انرژی الکترون‌ها به حد مطلوبی برسد. در نهایت پتانسیل‌های اندازه گیری شده، توسط تقویت کننده‌هایی تقویت و ثبت می‌شوند.



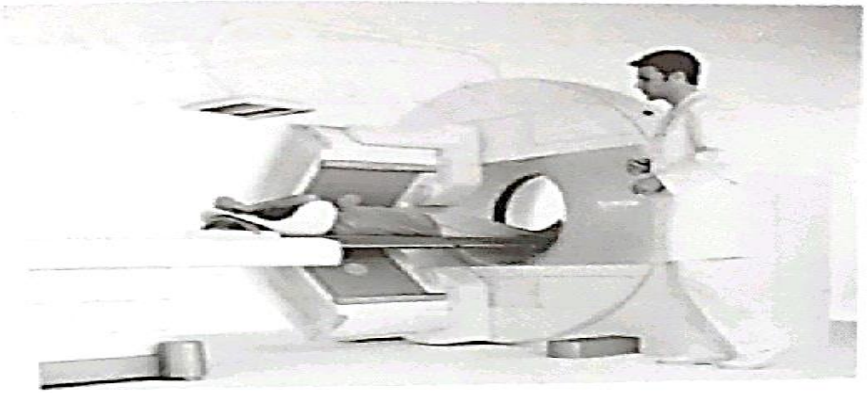
شکل ۱۰۳ - نمایی از دستگاه Gamma Camera

دستگاه تصویربرداری SPECT

مقطع‌نگاری یا توموگرافی رایانه‌ای تک فوتونی (Single Photon Emission Computed Tomography) و یا اصطلاحاً اسپکت، روشی است که در علوم تشخیصی در فیزیک پزشکی و به ویژه پزشکی هسته‌ای کاربرد تحقیقاتی و روزمره فراوانی دارد. در این روش از رادیو ایزوتوپ‌هایی استفاده می‌شود که ذرات گاما از خود ساطع می‌کنند. از نمونه دستگاه‌های متداولی که این روش را جهت تصویربرداری به کار می‌برد دوربین گاما و یا دوربین انگر (Anger Camera) را می‌توان نام برد که امروزه در بیمارستان‌ها و نیز در آنکولوژی کاربرد وسیع دارند.

دستگاه تصویربرداری SPECT

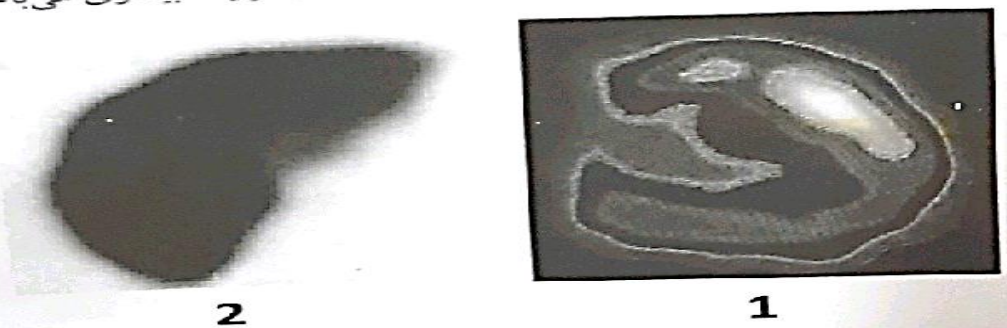
مقطع‌نگاری یا توموگرافی رایانه‌ای تک فوتونی (Single Photon Emission Computed Tomography) و یا اصطلاحاً اسپکت، روشی است که در علوم تشخیصی در فیزیک پزشکی و به ویژه پزشکی هسته‌ای کاربرد تحقیقاتی و روزمره فراوانی دارد. در این روش از رادیو ایزوتوپ‌هایی استفاده می‌شود که ذرات گاما از خود ساطع می‌کنند. از نمونه دستگاه‌های متداولی که این روش را جهت تصویربرداری به کار می‌برد دوربین گاما و یا دوربین انگر (Anger Camera) را می‌توان نام برد که امروزه در بیمارستان‌ها و نیز در آنکولوژی کاربرد وسیع دارند.



شکل ۱۰۴ - نمایی از دستگاه اسپکت

دوربین‌های گاما ۱۸۰ و یا ۳۶۰ درجه حول بیمار قابلیت گردش دارند تا بتوانند تصاویر مقطعی تولید کنند. تصاویر اسپکت عموماً در ماتریس‌های ۱۲۸ در ۱۲۸ پیکسل بازسازی می‌شوند.

این روش مشابه تصویربرداری CT می‌باشد با این تفاوت که از تابش اشعه گاما استفاده می‌شود. پرتودارو از طریق تزریق یا تنفس و یا به صورت خوراکی وارد جریان خون می‌شود. ایزوتوپ رادیواکتیو در بدن متلاشی شده و منجر به تولید اشعه‌های گاما می‌شود. کاربرد عمده این روش (که توانایی نمایش تصاویر ۳ بعدی از فعالیت‌های متابولیکی بدن را داراست)، تصویربرداری از تومور، استخوان‌های بدن، تیروئید و همچنین مطالعات مربوط به رشد و سرایت بیماری می‌باشد.

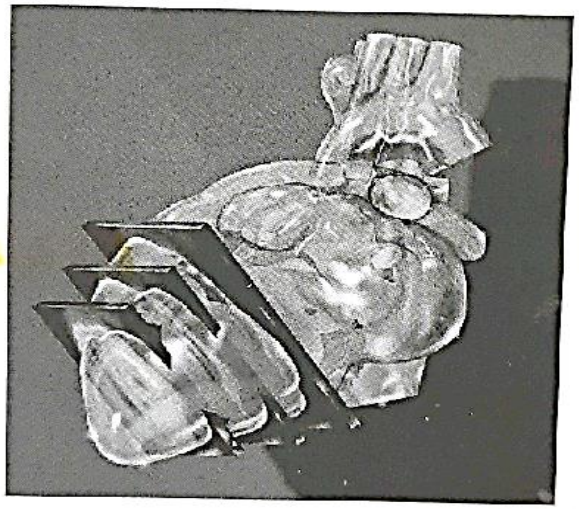


2 1

شکل ۱۰۵ - (۱)تصویری از قلب توسط اسپکت، (۲)تصویری از کبد توسط اسپکت

کاربرد

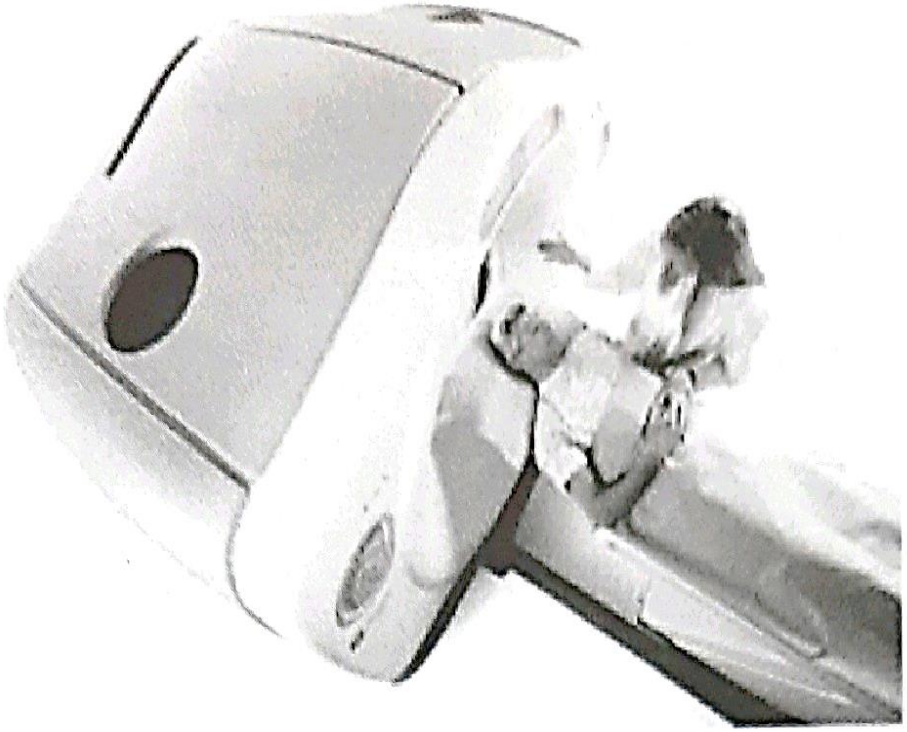
به کمک مقطع‌نگاری رایانه‌ای تک‌فوتونی (SPECT)، می‌توان تصاویر سه بعدی از عملکرد یک بافت یا ارگان مانند قلب یا مغز، به دست آورد. روش کار به این صورت است که یک ماده با نیمه عمر کم، به ترکیب شیمیایی خاصی تبدیل می‌شود که در بافت‌های خاصی از بدن و به نسبت فعالیت آن بخش، جذب خون می‌گردد. به عنوان مثال این ماده شیمیایی می‌تواند یک نوع قند خاص برای بررسی عملکرد بخشی از مغز باشد. این ماده وارد خون شخص شده و توسط سلول‌های مغزی که مصرف‌کننده اصلی این نوع قند هستند جذب می‌گردد و لذا بیشترین میزان تشعشع از این نواحی صورت خواهد گرفت.



شکل ۱۰۶ - چگونگی تصویربرداری از قلب توسط اسپکت

تصویربرداری PET

این روش، یک تکنیک تصویربرداری پزشکی هسته‌ای، به منظور تولید تصاویر رنگی و سه بعدی از فرایندهای عملکردی درون بدن انسان است. PET مخفف positron emission omography به معنی توموگرافی انتشار پوزیترون است. یک جفت اشعه گاما به صورت غیرمستقیم از مولکول‌های بیولوژیکی فعال ساطع شده، به وسیله آشکارساز پوزیترونی آشکار می‌شوند و تصاویر توسط کامپیوتر بازسازی و مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند.



شکل ۱۰۲- نمایی از دستگاه PET Scan

از این تکنیک می‌توان به منظور تشخیص بیماری و بررسی میزان توسعه بیماری در بدن بهره برد.

این روش اغلب جهت ارزیابی روند پیشرفت درمان بیماری نیز کاربرد دارد.

گلوکز متصل می‌شود. گلوکز به سمت بخش‌هایی از بدن می‌رود که جهت تأمین انرژی نیازمند قند هستند. از سویی مصرف انرژی در بافت‌های طبیعی با بافت‌های سرطانی متفاوت است و تراکم FDG در یک بافت، نشانه سرطانی بودن آن بافت خواهد بود. شکسته شدن ردیاب رادیویی درون بدن منجر به ایجاد پوزیترون می‌شود و دستگاه با آشکارسازی انرژی گسیل شده از این ذرات بار مثبت (پوزیترون‌ها) تصویر را به وجود می‌آورد.

این انرژی به صورت یک تصویر سه بعدی بر روی نمایشگر کامپیوتر ظاهر نشان داده می‌شود.

تصویر PET چگونگی عملکرد بخش‌های مختلف بدن بیمار را با در نظرگیری نحوه شکستن ردیاب رادیویی مشخص می‌سازد و وجود سطوح مختلف پوزیترون را بر اساس درخشندگی و رنگ نمایش می‌دهد.

این نوع تصویربرداری عمدتاً در کنار روش‌های تصویربرداری اشعه ایکس و یا MRI مورد استفاده قرار می‌گیرد و پزشکان این روش را به عنوان یک تست تکمیلی در کنار دیگر روش‌های اصلی به کار می‌برند. اطلاعات به دست آمده پزشک را در راستای انتخاب و یافتن روش درمانی موثر یاری می‌کند.