

اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

جلسه ششم – ادامه ی مبحث تصویربرداری با پرتوهای X

مشخصات کمی تصاویر رادیوگرافی

- پیشتر نیز شاخص‌هایی برای سنجش کیفیت تصاویر پزشکی ذکر شد که در میان سه شاخص نسبت سیگنال به نویز (SNR)، ریزبینی مکانی و نسبت کنتراست به نویز (CNR) از اهمیت بیشتری برخوردارند.

• SNR

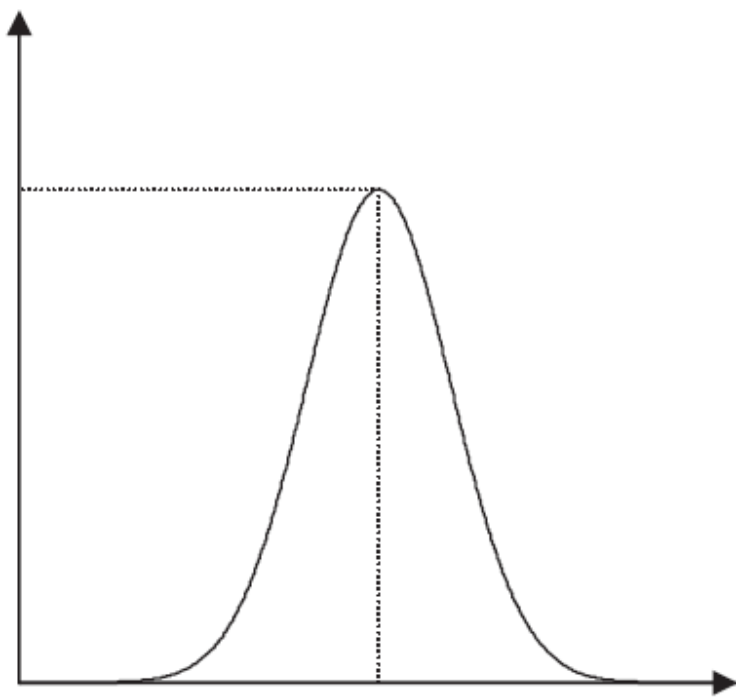
- در حالت ایده آل و به هنگام عدم وجود بیمار، تعداد پرتوهای X برخوردکننده با هر بخش از آشکارساز باید دقیقاً برابر باشد. هرچند تغییراتی جزئی در تعداد این فوتون‌ها در میلی متر مربع، به عنوان مثال حول مقدار متوسط (میانگین) وجود دارد. چنین تغییراتی موجب نوسانات آماری در شدت سیگنال می‌شود و همچون نویز در تصویر پدیدار می‌شود.
- اگر تعداد پرتوهای X در واحد سطح رسم شوند، چنانچه در شکل مشخص است، توزیع پواسن را خواهند داشت.

Probability (P)

P

μ

number of X-rays (N)



ادامه ...

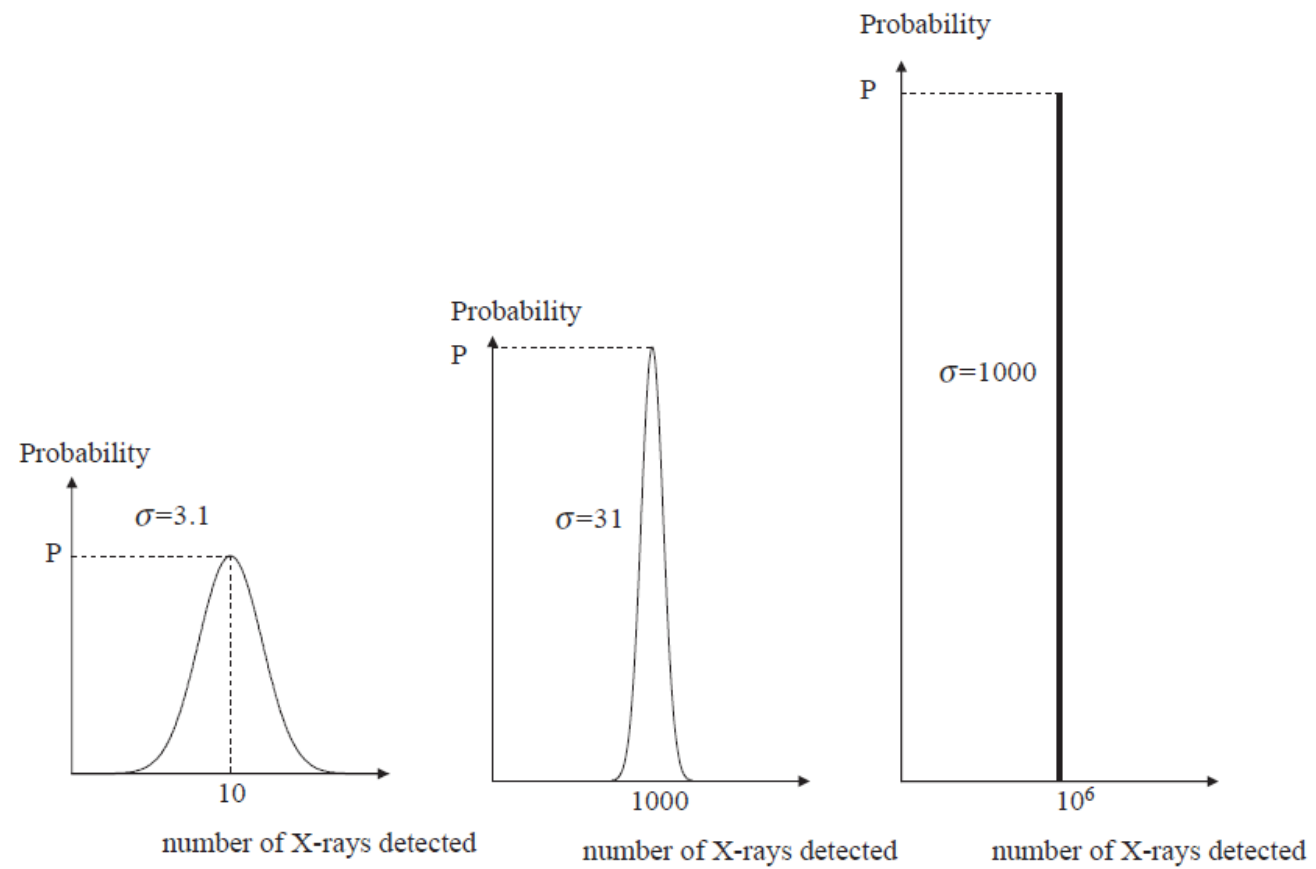
- این تابع توزیع احتمال مشابه تابع آشنای نرمال خواهد بود، اما با تابع ریاضی متفاوتی بیان خواهد شد. تابع احتمال $P(N)$ که N پرتو X با آشکارساز در واحد سطح برخورد کنند، عبارتست از:

$$P(N) = \frac{\mu^N e^{-\mu}}{N!},$$

- در اینجا μ مقدار میانگین بوده و انحراف معیار تابع توزیع احتمال نیز عبارتست از:

$$\sigma = \sqrt{\mu}.$$

ادامہ ...



ادامه ...

- چنانچه در شکل نیز دیده می شود هرچه N بزرگتر باشد، تابع چگال احتمال به تابعی ضربه ای شکل نزدیک تر می شود و μ نیز به N می گراید.
- اگر SNR را به صورت نسبت سیگنال به انحراف معیار نویز تعریف کنیم، عبارتست از:

$$N/\sigma,$$

و به طور معادل:

$$SNR \propto \sqrt{N}.$$

- بنابراین ۲ برابر کردن SNR تصویر نیازمند ۴ برابر شدن تعداد پرتوهای X دریافتی است و این مستلزم ۴ برابر کردن دز پرتوهای تابشی است.

ادامه ...

- با توجه به رابطه‌ی داده‌شده بین SNR و تعداد پرتوهای X دریافتی، عواملی که در عمل بر SNR تاثیر می‌گذارند، عبارتند از:

(۱) جریان تیوب و زمان گسیل اشعه: SNR با ریشه دوم حاصلضرب این دو کمیت متناسب است.

(۲) kVp تیوب: هرچه قدر اختلاف پتانسیل آند و کاتد در تیوب بالاتر باشد، میزان نفوذ پرتوهای X در بافت بیشتر است و بنابراین SNR افزایش می‌یابد. البته این اثر غیرخطی است.

(۳) اندازه بدن بیمار و آن بخشی از بدن که مورد تصویربرداری قرار می‌گیرد. هرچه ضخامت بافتی که بناست پرتوهای X از آن عبور کنند بیشتر باشد، تضعیف پرتوهای X ناشی از استخوان بیشتر و در نتیجه SNR پایین‌تر خواهد بود.

(۴) هندسه گرید ضد پراکندگی: گریدهای ضد پراکندگی (با نسبت بزرگ) مقدار بیشتری از پرتوهای X منحرف‌شده را تضعیف (جذب) کرده فلذا SNR را کاهش و در عین حال CNR را افزایش می‌دهند.

ادامه ...

۵) بازده آشکارساز: این عامل می‌تواند به کمک پارامتری به نام بازده کوانتومی آشکارساز، به صورت عددی بیان (کمی) شود. DQE عبارتست از:

$$DQE = \left[\frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right]^2,$$

- که اندیس in و out به SNR پرتوهای ورودی و خروجی از آشکارساز اشاره دارند.
- مقدار DQE همواره کمتر از یک است و این یعنی آشکار نیز موجب اختلاط نویز با سیستم می‌شود.
- یا این همه هرچه مقدار DQE بیشتر باشد، SNR برای تعداد مشخصی از پرتوهای X وارد شده به آشکارساز بالاتر است.
- به عنوان نمونه مقدار DQE برای یک آشکارساز CR استاندارد، در حد 0.25 و برای یک آشکارساز CR رزولوشن بالا در حد 0.12 است. با استفاده از صفحات CR دولایه، DQE در حد 0.4 و بیشترین مقدار ممکن نیز حدودا 0.8 برای صفحات آشکارساز مبتنی بر سزیم هستند.

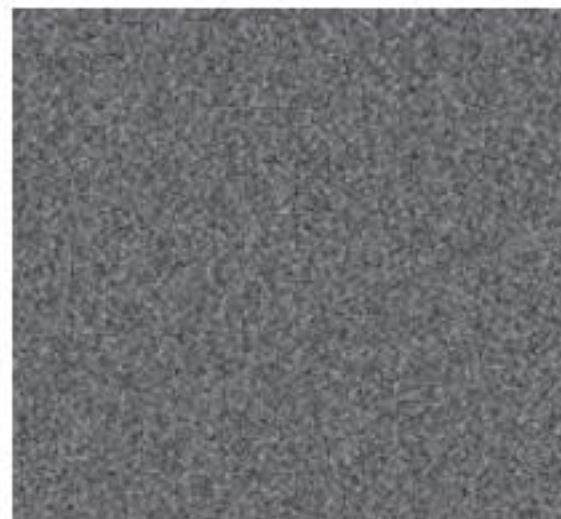
ادامه ...

- چنانچه پیشتر نیز ذکر شد اگر صفحات CR و DR در غیاب بیمار با پرتوهای X مورد تابش قرار گیرند، انتظار می رود شدت روشنایی تصویر کاملاً یکنواخت باشد. اما چنانچه در شکل نیز مشاهده می شود در عمل اینگونه نیست و تغییرات کوچکی در شدت روشنایی تصویر وجود خواهد داشت.

10^6 X-rays



10^4 X-rays



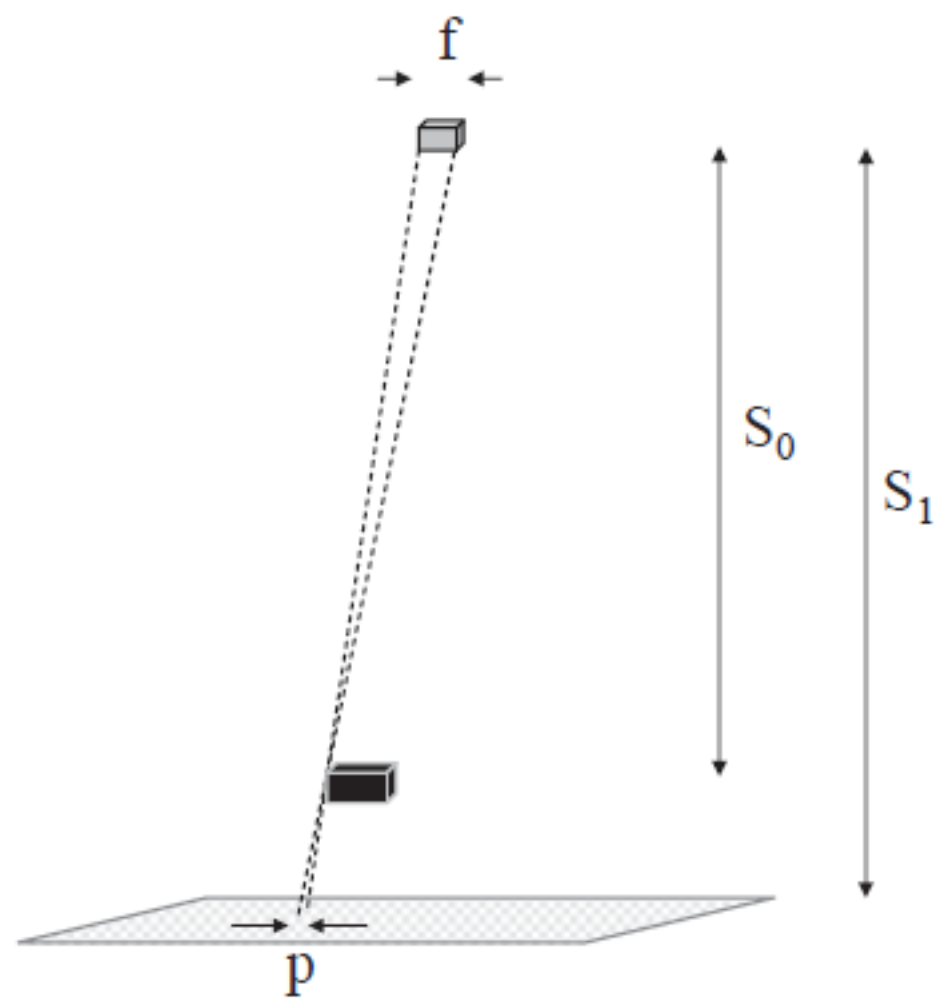
ریزبینی مکانی

• ریزبینی مکانی یک سیستم ترکیبی از تاثیرات بخش‌های مختلف سیستم تصویربرداری است. در رادیوگرافی مسطح، عوامل اصلی عبارتند از:

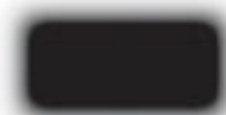
(۱) اندازه موثر نقطه کانونی پرتوهای X و فاصله نسبی بین تیوب پرتو X و بیمار و تیوب و آشکارساز.

فاصله کانونی محدود تیوب X به بلورشدگی (عدم تیزی لبه‌ها) هندسی تصویر می‌انجامد. چنانچه در شکل نیز مشخص است، اندازه‌ی این ناحیه سایه-روشن P عبارتست از:

$$P = \frac{f(S_1 - S_0)}{S_0}.$$



object



image

ادامه ...

- برای بهبود ریزبینی مکانی، مقدار S_0 تا آنجا که ممکن است باید بزرگ و f کوچک باشد و بیمار نیز مستقیماً در بالای آشکارساز قرار بگیرد (به آن بچسبد)

۲) مشخصات آشکارساز پرتو X : چنانچه پیشتر نیز ذکر شد، این ریزبینی مکانی به چگونگی استفاده از لایه فسفر در آشکارساز، یک رویه و یا دورویه بودن آشکارساز و اندازه‌ی هر پیکسل آن بستگی دارد.

- به طور کلی اگر تابعی فرضی برای میزان بلورکنندگی هر بخش از سیستم تصویربرداری وجود داشته باشد، میزان بلورشدگی کلی تصویر عبارتست از کانولوشن این توابع فرضی برای کلیه بخش‌های سیستم تصویربرداری.

نسبت کنتراست به نویز (CNR)

- CNR به عوامل مختلفی بستگی دارد:
- دسته‌ی اول تاثیر نسبی پرتوهای منحرف شده (Compton Scattered) را تعیین می‌کنند و باعث کاهش CNR می‌شوند،
- دسته دوم SNR را تحت تاثیر قرار می‌دهند که پیشتر در مورد آنها بحث شد و
- دسته سوم بر ریزبینی تاثیر گذارند که آنها را نیز مورد بررسی قرار دادیم.
- عوامل دسته اول که بر پرتوهای منحرف شده تاثیر می‌گذارند عبارتند از:

ادامه ...

(۱) طیف انرژی پرتو X : در مقادیر kVp اندک، پدیده فتوالکتریک مشهودتر است و مقدار μ_{bone} و μ_{tissue} کاملاً متفاوتند. اگر پرتوهای X با انرژی بالا استفاده شوند، پدیده انحراف کامپتون پدیده غالب بوده و کنتراست به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد. هرچند، دز پرتوهای کم انرژی باید بسیار بیشتر از پرتوهای پرانرژی باشد تا به SNR ثابتی برسیم.

(۲) میدان دید (FOV): برای مقادیر میدان دید بین ۱۰ الی ۳۰ سانتی متر، نسبت پرتوهای منحرف شده به طور خطی با میدان دید افزایش می‌یابد و بنابراین با افزایش میدان دید، CNR کاهش می‌یابد. در FOV بالای ۳۰ سانتیمتر، CNR ثابت می‌ماند.

(۳) ضخامت بخشی از بدن که مورد تصویربرداری قرار دارد: هرچه ضخامت بافت بیشتر باشد، تاثیر (احتمال رخداد) پدیده انحراف کامپتون بیشتر است و تعداد پرتوهای X کمتری آشکارسازی خواهند شد. هردوی این عوامل CNR را کاهش می‌دهند.

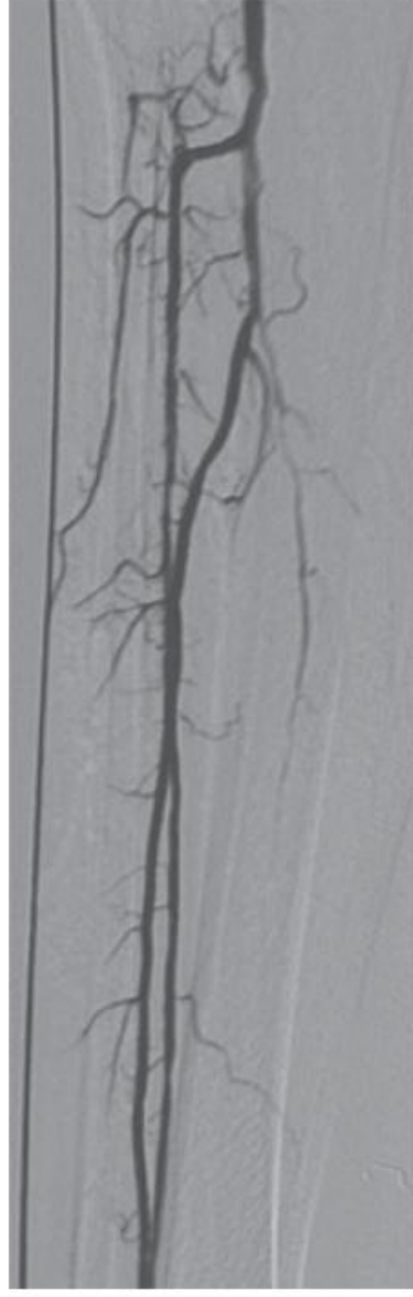
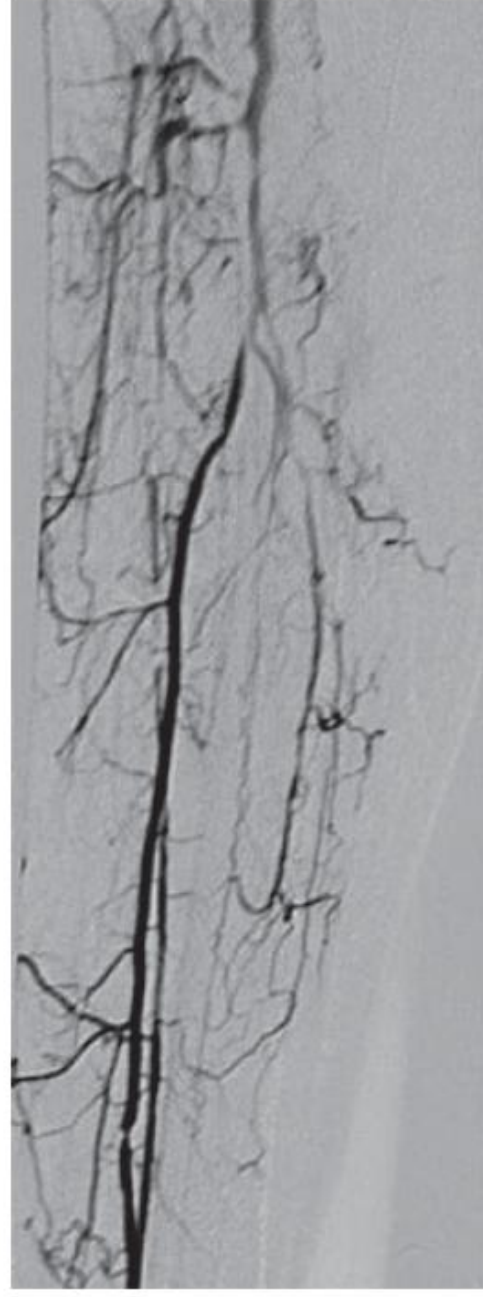
(۴) هندسه گرید ضد پراکندگی: چنانچه در بخش قبل نیز ذکر شد، مصالحه‌ای بین SNR تصویر و تاثیر پرتوهای منحرف شده کامپتون بر تصویر وجود دارد.

مواد حاجب پرتو X

- در تصویربرداری پزشکی، مواد حاجب به مواد شیمیایی اطلاق می‌شود که با خوردن و یا تزریق به جریان خون، به بدن منتقل می‌شوند.
- این مواد به واسطه‌ی جریان خون و یا انتقال فعال در بافتی خاص انباشته شده و موجب بهبود تضاد تصویر بین آن بافت خاص و بافت‌های اطراف می‌شود.
- هدف از مواد حاجب که بعضاً در دیگر مدالیته‌های تصویربرداری هم استفاده می‌شود، این است که حداکثر کنتراست با کمترین مقدار دز حاصل شود.
- مواد حاجب در تصویربرداری اشعه X برای افزایش بازدهی جذب پرتوهای X مورد استفاده قرار می‌گیرند و این یعنی تاثیر پدیده فتوالکتریک افزایش یابد.
- دو دسته کلی در مواد حاجب اشعه X وجود دارند:
 ۱. دسته اول در مطالعات دستگاه گوارش به کار می‌روند و از طریق خوردن، سوند بینی و ... وارد بدن می‌شوند.
 ۲. دسته دوم بر مبنای ید قابل حل در آب ساخته شده و به جریان خون تزریق می‌شوند. برای مشاهده‌ی ساختار عروقی مغز، قلب و یا عروق کرونری و سرخرگ‌ها استفاده می‌شوند.

تکنیک‌های خاص تصویربرداری با اشعه X

- پیشتر نیز به سه نمونه از کاربردهای خاص تصویربرداری با اشعه X اشاره داشته‌ایم، اما در اینجا با توجه به اهمیت این روش‌ها، آنها را با جزئیات بیشتر بررسی می‌کنیم:
(۱) آنژیوگرافی تفریقی دیجیتال:
- آنژیوگرافی دیجیتال، تصاویری با رزولوشن بسیار بالا از ساختار عروقی بدن ارائه می‌دهد.
- چنین راهکاری امکان مشاهده رگ‌هایی با قطر کمتر از ۱۰۰ میکرومتر را نیز فراهم می‌آورد.
- فرآیند آنژیوگرافی شامل جمع‌آوری یک تصویر عادی، تزریق ماده حاجب بر مبنای ید به جریان خون، تهیه تصویر دوم و سپس تفریق این دو تصویر دیجیتال است.
- چنانچه در شکل نیز مشهود است از این تکنیک می‌توان در مطالعه بیماری‌هایی همچون تنگی مجرا، لخته شدن خون در عروق و سیاهرگ‌ها و ناهنجاری‌های گردش خون استفاده کرد.

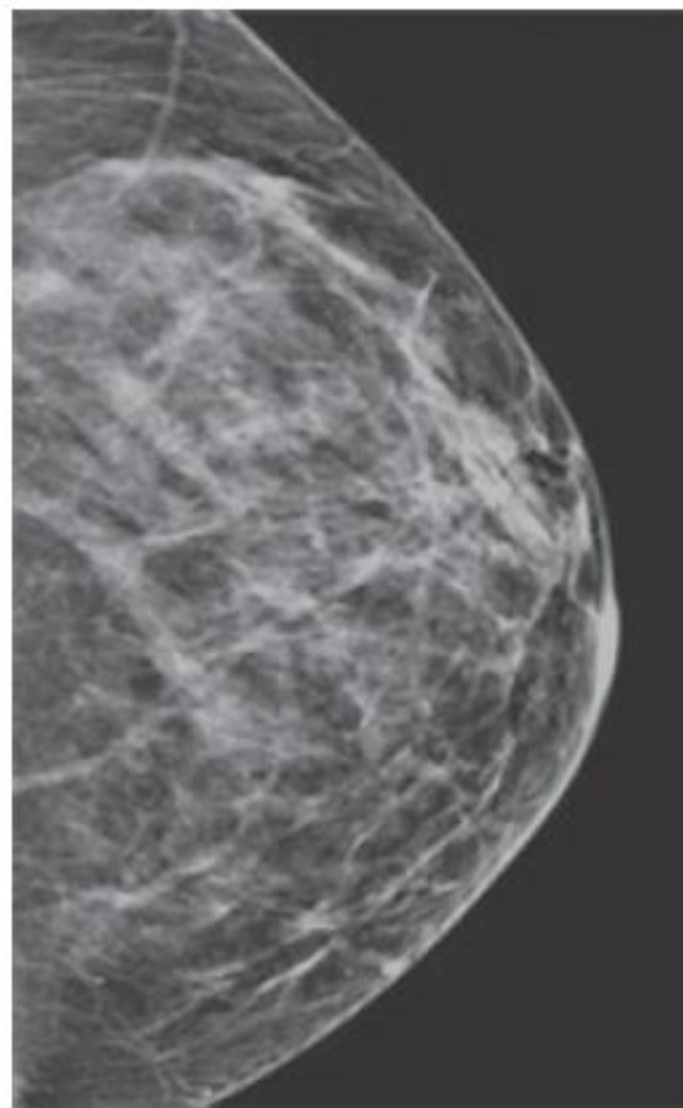
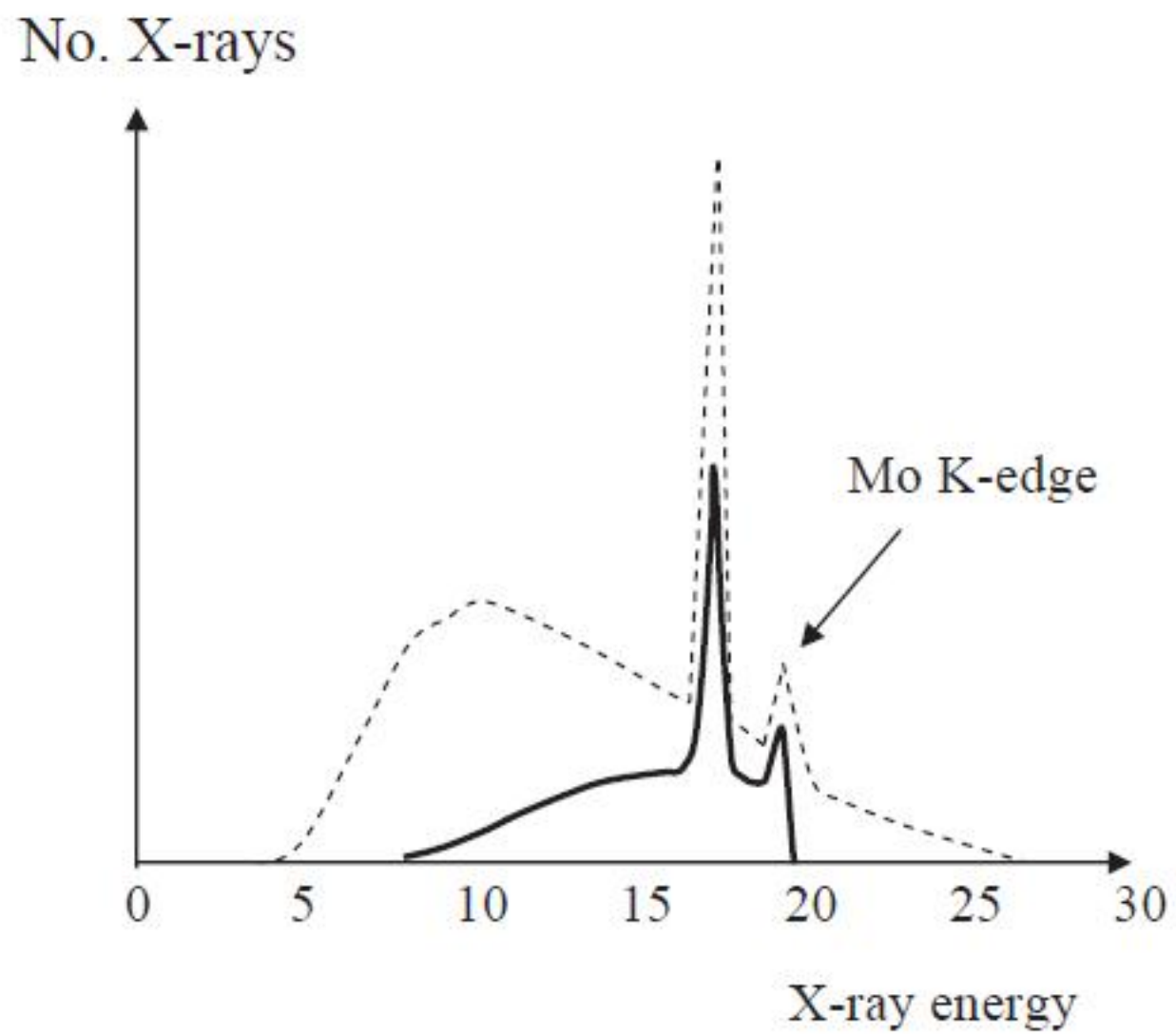


(۲) ماموگرافی دیجیتال

- از ماموگرافی دیجیتال برای شناخت تومورهای کوچک و یا ساختارهای کلسیمی در بافت سینه (پستان) استفاده می شود.
- برای تشخیص این آسیب‌ها به ریزبینی و CNR بسیار بالایی در حد کمتر از ۱ میلی متر نیاز است.
- تابش دز اندک نیز برای جلوگیری از آسیب به بافت اهمیت ویژه دارد.
- در این تکنیک تیوب در عوض تنگستن، از ملیبدنیوم ساخته می‌شود. این عنصر لبه ی K در حدود 17.9 و 19.6 KeV دارد.
- فیلامان کاتد نیز به جای ساختاری مارپیچی، حالتی تخت (flat) دارد تا باریکه‌ی الکترونی متمرکزتر ارسال کند.
- زاویه مورب بودن آند نیز کاهش یافته تا فاصله کانونی به 0.3 mm و یا کمتر کاهش یابد.

ادامه ...

- بخش شیشه‌ای تیوب اشعه X نیز با فلز بریلیوم جایگزین شده تا میزان فیلترینگ پرتوهای X کم انرژی کاهش یابد.
- از فیلتر برمبنای مولیبدینیوم (تا ضخامتی در حد ۳۰ میکرومتر) نیز برای کاهش مقدار پرتوهای X دارای انرژی بالا (بیشتر از 20 keV) استفاده می‌شود تا بدون افزایش کیفیت، دز ارسالی به بیمار افزایش نیابد. در برخی موارد نیز از فیلترهای آلومینیومی بدین منظور استفاده می‌شود.
- آشکارسازهای مورد استفاده در ماموگرافی، CR و یا DR باید دارای بالاترین رزولوشن ممکن باشند.
- برای کاهش اثر بلورشدگی هندسی، فاصله کانون‌ها تا آشکارساز در حد ۴۵ تا ۸۰ سانتی متر استفاده می‌شود.
- نسبت گرید در این حالت ۴:۱ یا ۵:۱ بوده و تراکم نوارها نیز در حد ۲۵ الی ۵۰ نوار در سانتی متر هستند. ضخامت نوارها در حد ۲۰ میکرومتر و ارتفاع آنها ۱ میلی‌متر است.
- تحت فشار قرار دادن بافت سینه (پستان) الزامی است تا ضخامت آن در حد ۴ سانتی متر کاهش یابد و عبور پرتو X از بافت افزایش و تاثیر پدیده‌ی انحراف کامپتون کاهش یابد.



(۳) فلوروسکوپی دیجیتال

- فلوروسکوپی در حقیقت تصویربرداری X به طور پیوسته است که به کمک آن، می‌توان فرایند برخی جراحی‌ها همچون قراردهی کتتر، استنت و نوسان‌سازهای قلبی را مانیتور کرد. م
- طالعہ دینامیک (طی زمان) دستگاه گوارش و سیستم قلبی عروقی به کمک مواد حاجب نیز از دیگر کاربردهای این روش هستند.
- تا همین اواخر، آشکارسازهای موجود این روش یک سیستم تلویزیونی تقویت تصاویر بود که تصاویر تولیدشده توسط تقویت کننده‌های تصاویر X به کمک یک آشکارساز CDD دیجیتال می‌شد. اکنون این تقویت کننده‌ها با آشکارسازهای حالت جامد که ساختاری بسیار شبیه فن‌آوری DR دارند، جایگزین شده‌اند.
- در فلوروسکوپی دیجیتال براساس آشکارسازهای حالت جامد، از پالس‌های پرتو X با مدت زمان بسیار اندک، در حد ۵ الی ۲۰ میلی ثانیه، بر حسب اندازه بافت و بدن بیمار استفاده می‌شود.
- تصاویر فلوروسکوپی معمولاً با نرخ ۳۰ فریم در ثانیه جمع‌آوری می‌شود. دز اعمالی در هر فریم می‌تواند تا یک هزارم دز اعمالی حین جمع‌آوری یک سری از تصاویر باشد.

