

مقدمه ای بر سیستم های تصویربرداری پزشکی

آشنایی با سیستمهای تصویربرداری با پرتو X - ادامه

دیگر بخشهای سخت افزاری سیستم تصویربرداری با پرتو X

- علاوه تیوب اشعه ی X، سایر بخشهای اساسی یک سیستم تصویربرداری اشعه ی X عبارتند از:
1. کولیماتور، به منظور کاهش دز پرتو ارسالی به بیمار و احتمال پدیده ی پراکندگی کامپتون،
 2. گرید (صفحه ی مشبک) ضد پراکندگی به منظور کاهش اثر پراکندگی کامپتون
 3. آشکارساز دیجیتال، که انرژی پرتوهای X در آن به نور، نور تولیدشده با استفاده از فتودیودها به ولتاژ و ولتاژ توسط مبدل های آنالوگ به دیجیتال، به سیگنالی دیجیتال بدل می شود.

کولیماتورها

- چنانچه پیشتر نیز ذکر شد، گستره ی پوشش پرتو X به واسطه ی میزان مورب بودن آند پرتو X تعیین میشود.
- هنگامیکه این پرتو به به بیمار میرسد، ممکن است بسیار بزرگتر از میدان دید (FOV) موردنظر باشد که دو اثر نامطلوب دارد:
 1. افزایش غیرضروری دز اعمال شده به بیمار و
 2. افزایش بی دلیل احتمال رخداد پدیده ی پراکندگی کامپتون.
- برای جلوگیری از این امر، کولیماتور (یا محدودکننده ی پرتو) بین منبع اشعه ی X و بیمار قرار می گیرد.
- کولیماتور از صفحات سربی تشکیل شده است که می توانند بروی یکدیگر حرکت کنند (بلغزند) و پرتو ها را در یک یا دو بعد محدود سازند.

گریدهای ضد پراکندگی

- چنانچه دیدیم پرتوهای X حاصل از پراکندگی کامپتون، اطلاعات مکانی اندکی دارند با اینهمه در تشکیل تصویر نقش داشته و موجب کاهش کنتراست می شوند.
- در شکل سمت راست به نواحی روشن در جوار استخوان دقت شود.



ادامه ...

- به منظور کاهش اثرات این پدیده (تابش ثانویه)، شبکه ی ضد پراکندگی بین بیمار و آشکارساز قرار داده می شود.
- برخی از تولیدکنندگان نیز این شبکه را بروی آشکارساز تعبیه می کنند.
- این شبکه تشکیل شده از نوارهایی سربی است که با جداکننده هایی از جنس آلومینیم از هم جدا شده اند.
- از آنجا که پرتوهای X با حالتی واگرا منبع خود را ترک می کنند، صفحات سربی نیز با یک چنین حالتی و فاصله ی کانونی حدودا ۱۸۰ cm تا گرید، ساخته می شوند.

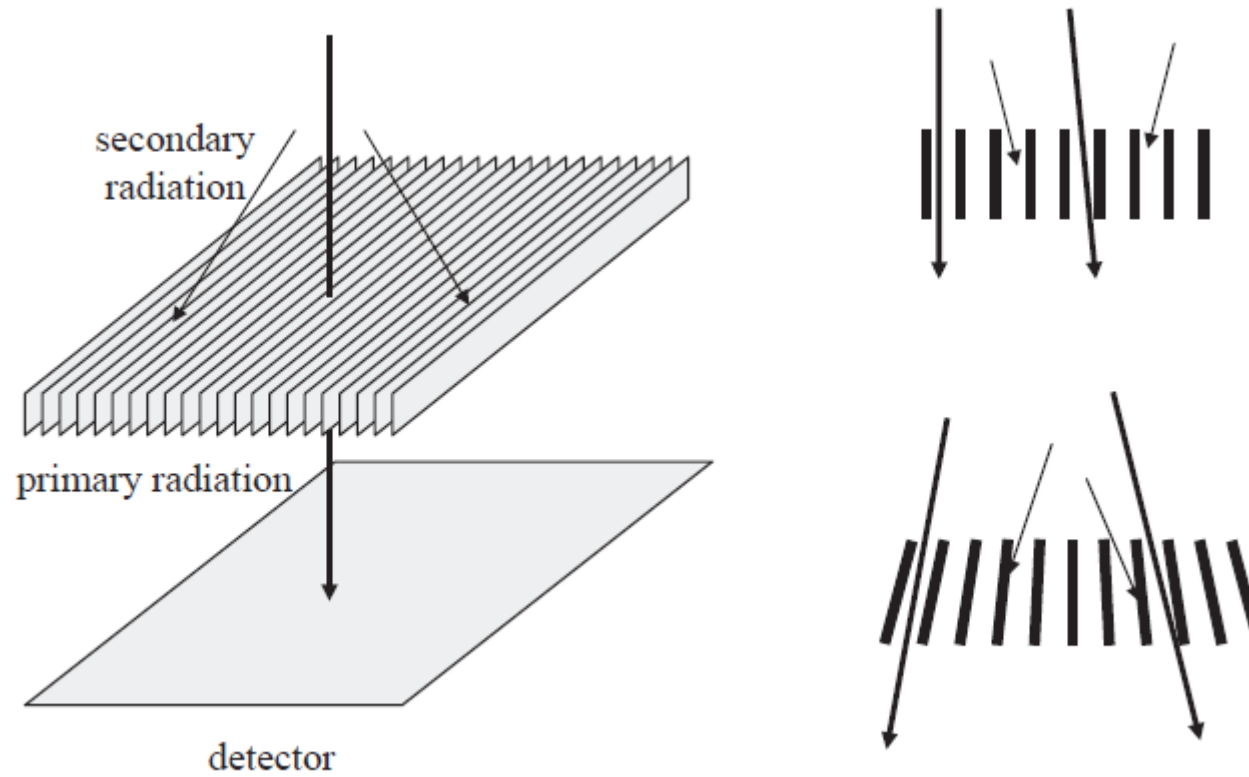
ادامه ...

- میزان کاهش پرتوهای منحرف شده در تصویر ، به سه عامل ضخامت (t)، ارتفاع (h) و فاصله ی نوارهای سربی هر گرید (d) بستگی دارد.
- هر گرید اشعه X با دو کمیت نسبت گرید و فرکانس گرید مشخص می شود:

$$\text{grid ratio} = \frac{h}{d} \quad \text{grid frequency} = \frac{1}{d + t}.$$

- مقادیر معمول برای نسبت گرید در حد ۱:۴ الی ۱:۱۶ و برای فرکانس (تراکم نوارهای سربی) در حد ۵ الی ۷ خط در میلی متر هستند.

نمایی شماتیک از یک گرید



نکات تکمیلی

- باید توجه داشت که در هنگام استفاده از شبکه ضدپراکندگی، ثابت نگاه داشتن شدت روشنایی تصویر مستلزم افزایش دز (میزان) پرتو اعمالی به بیمار است:
- یادآور می شود ضخامت نوارهای سربی موجب جذب بخشی از پرتوهای پراکنده نشده (اصلی)، شده و همچنین برخی از پرتوهایی که انحراف بسیار اندکی داشته و دارای اطلاعات مفید مکانی هستند نیز جذب می شوند.
- این امر به مصالحه (trade-off) بین کیفیت تصویر و دز اعمالی به بیمار می انجامد و با پارامتری با عنوان ضریب باکی (Bucky factor) بیان می شود.
- به عبارت دیگر برای داشتن شدت روشنایی ثابت در تصویر حاصل از پرتو X ، دز پرتو اعمالی به بیمار باید با ضریب باکی در حالت وجود گرید به نسبت حالت عدم استفاده از گرید، افزایش یابد.
- مقادیر معمول ضریب باکی ۴ الی ۱۰ بوده و ضریب باکی در شکل به نمایش درآمده، ۱۰ بوده است.

آشکارسازهای اشعه X

- فیلمهای رادیولوژی، دیگر فن آوری های مربوط به گذشته و از رده خارج محسوب می شوند.
- امروزه تشخیص پزشکی، معمولاً با بررسی تصاویر دیجیتال پای مونیتورهای با رزولوشن بالا انجام می شود.
- علاوه بر کیفیت بالاتر تصاویر دیجیتال، وجود سیستمهای ذخیره سازی، پردازش و انتقال تصاویر پزشکی (PACS) نیز عاملی در جهت میل به استفاده بیشتر از تصاویر دیجیتال (کامپیوتری) شده است.
- در حال حاضر دو فن آوری پایه برای آشکارسازهای دیجیتال وجود دارد:
 1. رادیوگرافی محاسباتی (Computed Radiography) و
 2. رادیوگرافی دیجیتال (Digital Radiography).
- در حال حاضر، راهکار اول ارزان تر و متداول تر است، اما با کاهش قیمت و پیشرفت فن آوری، راهکار دوم در آینده از آن پیشی خواهد گرفت.

Computed Radiography

- سیستم (ابزار) های CR از یک صفحه ی آشکارساز و یک اسکنر CR (CR خوان) تشکیل می شوند.
- اسکنر CR، پس از اتمام پروسه ی تصویربرداری، پرتوهای X برخورد کرده به صفحه آشکارساز را، بدل به سیگنالی دیجیتال می نماید.
- صفحات CR از لایه ی نازکی از کریستالهای فسفر، به عنوان متداول ترین نوع: فلوروهالید باریم فعال شده با یونهای یوروپیم (BaFX:Eu^{2+}) تشکیل شده است که X نیز ترکیبی از برم و ید است.
- سایز صفحات CR از 18×34 برای ماموگرافی تا 35×43 سانتیمتر برای رادیوگرافی قفسه ی سینه، متغیر است.

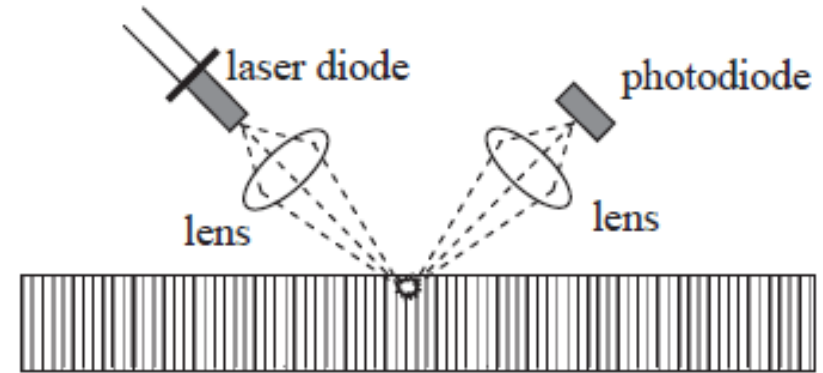
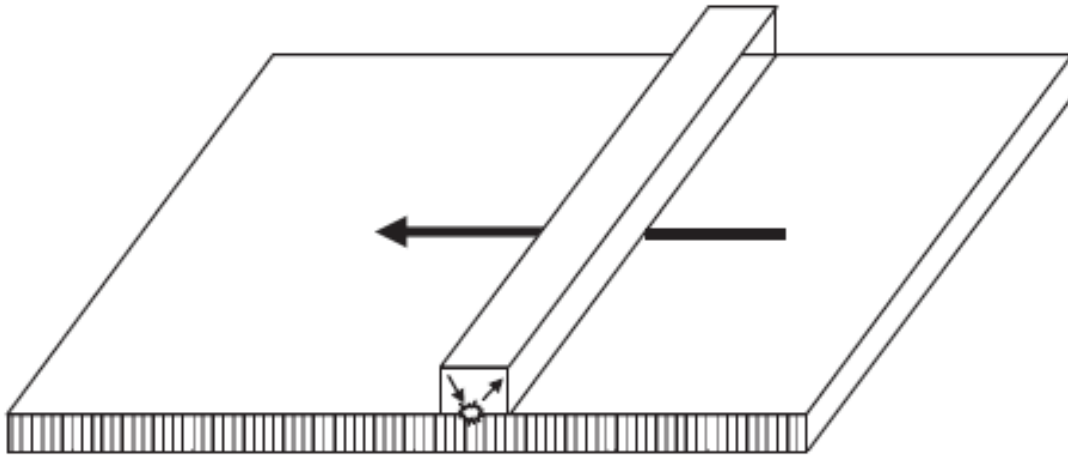
ادامه ...

- این صفحات می توانند به دو دسته ی رزولوشن بالا (High Resolution)، مورد استفاده در ماموگرافی و همینطور استاندارد برای کاربردهای عمومی تقسیم شوند.
- یادآور می شود ضخامت لایه ی فسفر در صفحات ماموگرافی $140\text{ }\mu\text{m}$ در قیاس با صفحات استاندارد $230\text{ }\mu\text{m}$ کمتر است.
- صفحات CR پرتوهای X گذر کرده از بدن بیمار و گرید ضد پراکندگی را به نور تبدیل می کند.

ساز و کار آشکارسازهای CR

- هنگامیکه پرتوهای X به این صفحه می خورند، الکترونیایی در لایه ی فسفر آزاد می کنند.
- این الکترونها تا ساعتها در فضاهاى خالى بین شبکه ی کریستالهای فسفر به دام می افتند.
- در این مرحله تصویری نهفته وجود دارد که بلافاصله قابل رؤیت نیست.
- همچنین صفحات CR با پوششهایی که برای اشعه ی X کاملاً شفاف و برای پرتوهای نوری کاملاً کدر هستند، پوشانده می شود.
- پس از اینکه تصویر جمع آوری شد، صفحه به اسکنر CR انتقال می یابد.
- انواع مختلفی از این اسکنرها وجود دارد ولی یکی از پیشرفته ترین آنها، اسکنر خطی است.

نمایی از چگونگی خواندن صفحات CR



ادامه ...

- در این حالت، آرایه ای خطی از دیودهای لیزری و عدسی های متمرکز کننده کوچک وجود دارد که مساحتی به شعاع $50\text{ }\mu\text{m}$ را برای هر جفت دیود/عدسی روشن می کند.
- لیزر موجب برگشت الکترونها به دام افتاده، به سطح انرژی اولیه ی خود می شود. در این حین الکترونها به اندازه اختلاف سطح انرژی ثانویه و اولیه ی خود، نوری (در سطح طیف نورهای آبی) از خود ساطع می کنند.
- این نور نیز توسط آرایه ای از عدسی (لنز) های کوچک و دیودهای نوری حساس به نور آبی تشخیص داده می شود.
- دیودهای نوری، این نور را بدل به ولتاژ کرده و این ولتاژ تقویت شده، فیلتر و در نهایت نیز دیجیتالی می شود.

نکات تکمیلی

- یک صفحه ی کامل در حدود ۱۰ ثانیه خوانده و بدل به سیگنالی دیجیتال می شود.
- پس از خوانده شدن، صفحه با استفاده از نورهای شدت بالای مختلف پاک و مجددا آماده ی استفاده ی بعدی می شود.
- چنانچه در شکل (قبل) نیز دیده می شود امکان عدم دریافت تا نیمی از نور حاصل از دیودهای لیزری وجود دارد، چرا که ممکن است از وجه دیگر صفحه ی آشکارساز خارج شود.
- برای جلوگیری از این امر در یک صفحه استاندارد، وجه دیگر را از یک لایه ی باز تاباننده ی نور می سازند که بازده دریافت نور را افزایش ولی رزولوشن مکانی را کاهش می دهد. چرا که مسیر پرتوهای نوری بازتابیده نسبت به دیگر پرتوها، طولانی تر است و به دلیل پخش بیشتر نور، رزولوشن مکانی کاهش می یابد.
- راه دیگر برای افزایش بازده دریافت پرتوهای نوری، استفاده از یک لایه ی فسفر دیگر در وجه دیگر آشکارساز است که در این حالت نیز به اسکنر پیچیده تری نیاز است.

ادامه ...

- اخیرا مواد دیگری همچون کریستالهای CsBR:Eu^{2+} برای پوشش صفحات CR استفاده شده اند.
- این مواد با توجه به ساختار خاص خود که به صورت منظم و عمود بر صفحات CR قرار می گیرند، همانند فیبرهای نوری باریک بروی صفحات CR عمل کرده و با جلوگیری بیشتر از پخش نور، به نسبت نمونه قبل که ساختار کریستالی نامنظمی داشت، رزولوشن مکانی بهتری دارند.
- همچنین به علت ساختار کریستالی منظم، تعداد بیشتری از آنها در واحد سطح قرار می گیرد و این خود به افزایش حساسیت آشکارساز می انجامد.
- استفاده از این مواد بر پایه ی سزیم، امکان افزایش ضخامت لایه ی کریستالی را تا $600\text{ }\mu\text{m}$ فراهم می آورد. می دانیم هرچه ضخامت این لایه ی کریستالی بیشتر باشد، تعداد بیشتری از پرتوهای X جذب می شوند.

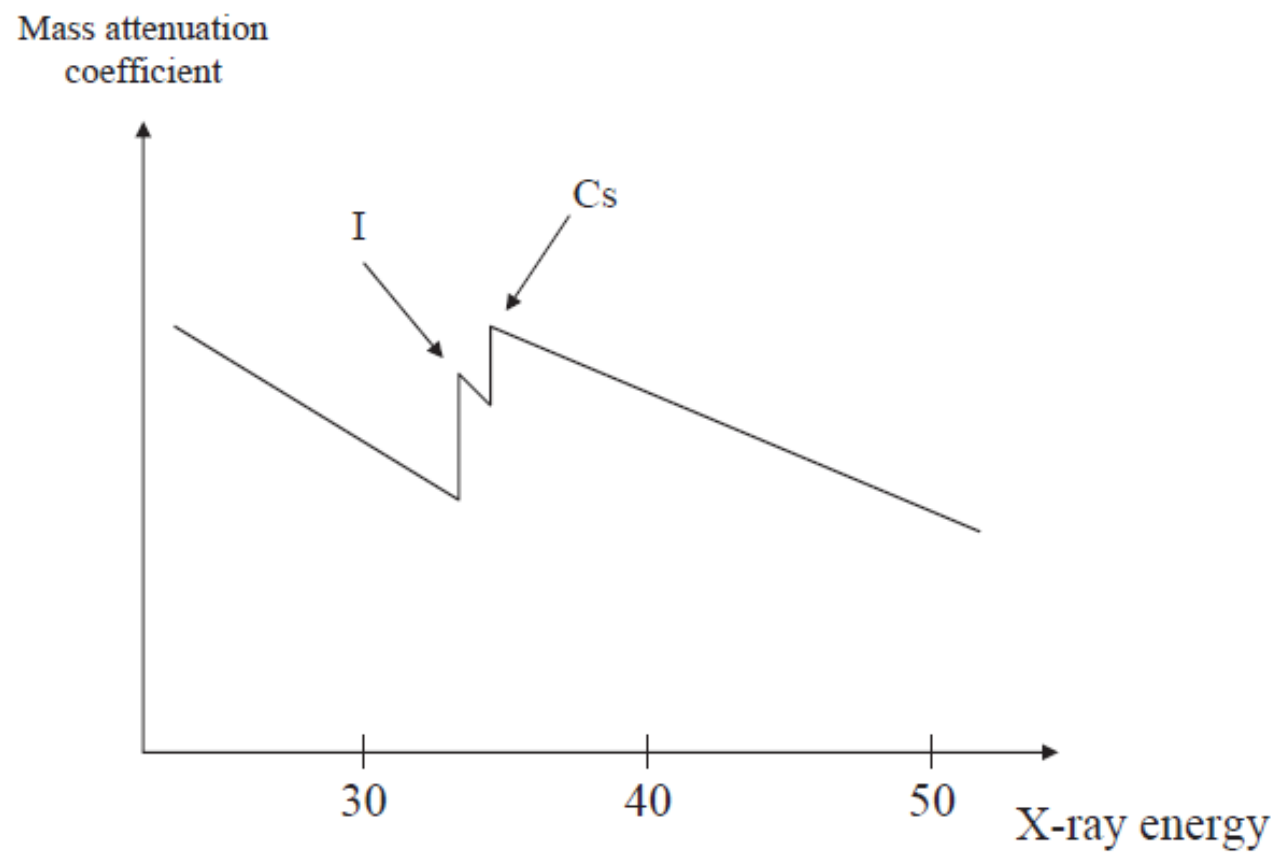
ادامه ...

- رنج دینامیکی صفحات CR بسیار بالاست به گونه ای پاسخ به شدت اشعه هایی با نسبت 10^4 ، کماکان خطی است.
- نکته ی دیگر اینکه رزلوشن مکانی:
- به اندازه ی پرتو لیزر مورد استفاده،
- تعداد نقاط مورد نمونه برداری و
- میزان پراکندگی لیزر در لایه ی فسفری بستگی دارد (محدود می شود).
- در صورت استفاده از صفحات CR با دو لایه ی کریستال SNR با ضریب ۲ و در صورت استفاده از مواد جدید بر پایه ی سزیم، SNR مجدداً با ضریب ۲ افزایش می یابد.

رادیوگرافی دیجیتال (Digital Radiography)

- دو نوع مستقیم و غیرمستقیم از آشکارسازهای رادیوگرافی دیجیتال (DR) وجود دارند.
- در آشکارسازهای غیرمستقیم که متداول ترند، انرژی پرتوهای X در یک صفحه ی جرقه زن از جنس CsI:TI ابتدا بدل به نور شده و سپس این پرتوهای نوری، با آرایه ای دوبعدی از فتودیودها تبدیل به ولتاژ می شوند.
- در دو عنصر سزیم و ید انرژی لبه ی k به ترتیب ۳۶ و ۳۳/۲ KeV است. همچنین عدد اتمی این دو عنصر بالا، ۵۵ و ۵۳ است.
- بنابراین چنانچه در شکل می بینید ضریب تضعیف این ماده بسیار بالا بوده و آشکارسازی بسیار کارا بر اساس آن ساخته می شود.

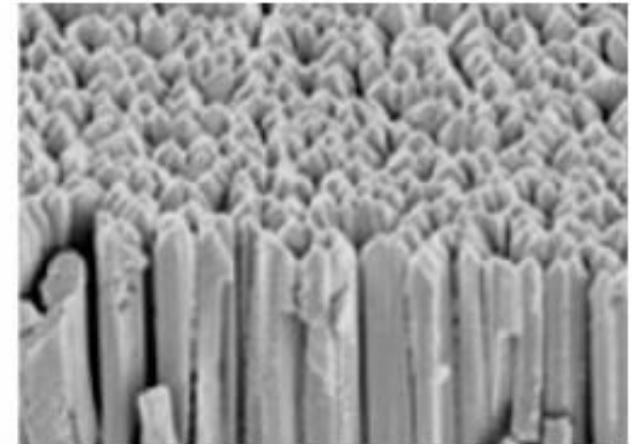
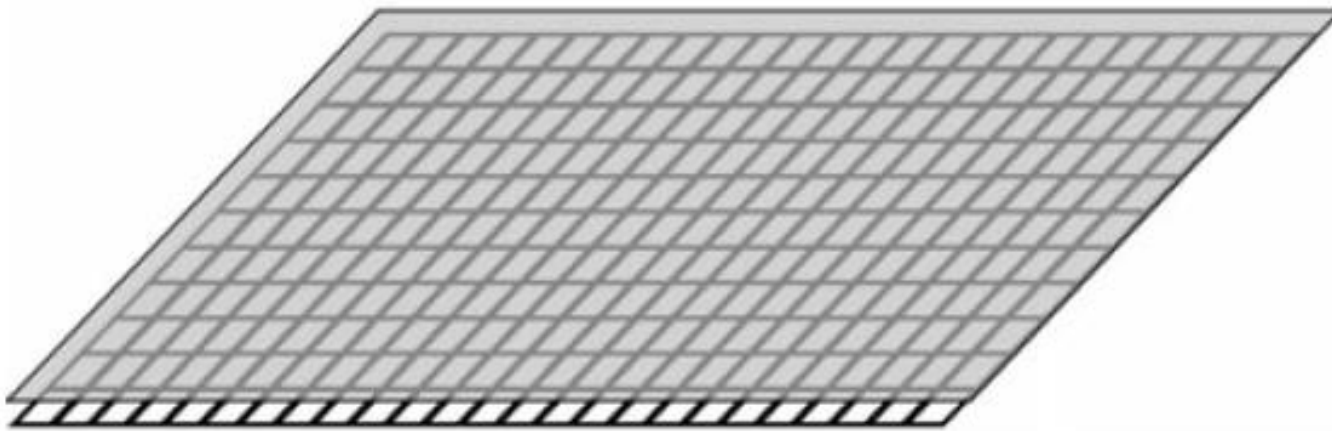
ضرب تضعیف CsI:TI



ادامه ...

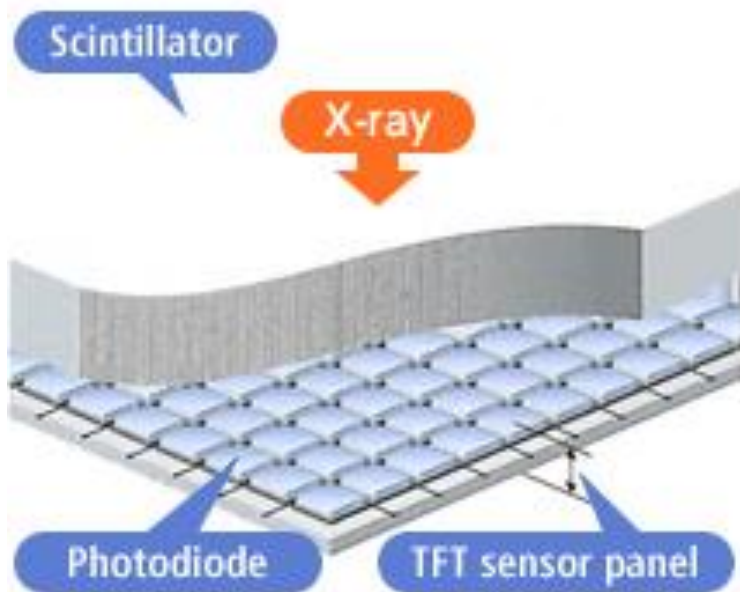
- در شکل آشکارساز DR به صورت شماتیک نمایش داده شده است.
- لایه ی CsI:TI تشکیل شده از تعداد ی کریستال نازک، میله ای و سوزنی شکل با قطر تقریبی $5\text{ }\mu\text{m}$ که به موازات یکدیگر قرار گرفته اند.
- شکل سوزنی این کریستالها بازدهی آنها را برای در کنار هم قرار گرفتن بسیار (بیش از ۸۰٪) بالا می برد که نرخ جذب پرتو X را افزایش داده و همانند آنچه در مورد آشکارسازهای CR (برمبنای سزیم) دیدیم از پخش نور، بلورشدن و کاهش رزولوشن تصویر جلوگیری می شود.
- برای رادیوگرافی مسطح ضخامت این لایه ی کریستالی در حد 0.6 mm است.

نمایی از آشکارسازهای DR



ادامه ...

● Schematic cross-section of scintillator and TFT panel



- یک آشکارساز صفحه بزرگ مسطح (FPD)، که مستقیماً در زیر لایه ی کریستالی قرار داده می شود، تشکیل شده از آرایه ای از ترانزیستورهای فیلم نازک

(thin-film transistor (TFT)) است. دقیقاً همان فن آوری مورد استفاده در صفحات نمایش.

- هر پیکسل از آشکارساز، شامل یک دیود نوری، خازن ذخیره ساز و سویچ TFT است.

ادامه ...

- بر خلاف آشکارسازهای CR، آشکارسازهای DR نیاز به دستگاه خواندن جداگانه ندارند.
- FPD ها بروی صفحه ای شیشه ای تعبیه شده اند. همچنین آرایه ای غیرمنظم (به لحاظ شکل قرارگیری) از ترانزیستورهای سیلیکونی نیز بروی این شیشه قرار داده شده است.
- این ساختار نامنظم سیلیکونی برخلاف آنچه در میکروچیپ ها استفاده می شود، موجب توانایی لایه ی سیلیکونی در پاسخ به دز بالای اشعه X بدون آسیب دیدن می شود.

ساز و کار آشکارسازهای DR

- هنگامی که پرتو X در میله های CSI جذب می شود، CSI جرقه زده و نوری با طیف سبز از خود ساطع می کند.
- این نور در ساختار فیبر مانند کریستال منتشر شده و از سوی دیگر آن بر آرایه ی TFT ها می تابد.
- این نور توسط دیودهای نوری آرایه های TFT به ولتاژ تبدیل شده و در خازنهایی که در محل اتصال فتو دیودها تشکیل می شوند، ذخیره می شوند.
- این سیگنال ها نیز به طور موازی و خط به خط پردازش شده و توسط A/D به سیگنال دیجیتال بدل می شوند.

نکات تکمیلی

- یک آشکارساز DR امروزی، صفحه ی مسطحی در ابعاد 43×43 سانتیمتر و آرایه ای از TFT با تعداد 3001×3001 المان دارد که به ریزبینی مکانی $143 \mu m$ می انجامد.
- گرید ضد پراکندگی آن نسبتی در حد 13 به 1 و تراکم 70 نوار سربی در سانتیمتر را داراست.
- این آشکارساز در محفظه ای 50×50 cm قرار گرفته و حدودا 20 کیلوگرم وزن دارد.
- نوع دیگری از آشکارسازهای DR وجود دارند که با حذف مرحله تبدیل به نور، فوتونهای جذب شده ی پرتو X را مستقیما به سیگنال الکتریکی بدل می کند.

آشکارسازهای DR مستقیم

- در این آشکارسازها از موادی همچون سلنیوم بدون ساختار (با آلیاژ آرسنیک برای جلوگیری از کریستالی شدن مجدد) استفاده می شود.
- با عدد اتمی ۳۴ و سطح انرژی لبه ی K معادل با ۱۳ KeV کارایی کریستالهای CSI را در جذب پرتوهای X ندارد.
- در این آشکارسازها، مشابه قبل ماده ی سلنیومی بر آرایه ای از Si-H گسترش یافته است.
- هر چند پژوهشهای گسترده ای برای یافتن موادی بهتر برای آشکارسازی مستقیم صورت گرفته است ولی هنوز قابلیت های آشکارسازهای غیرمستقیم مطلوبتر است.

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.

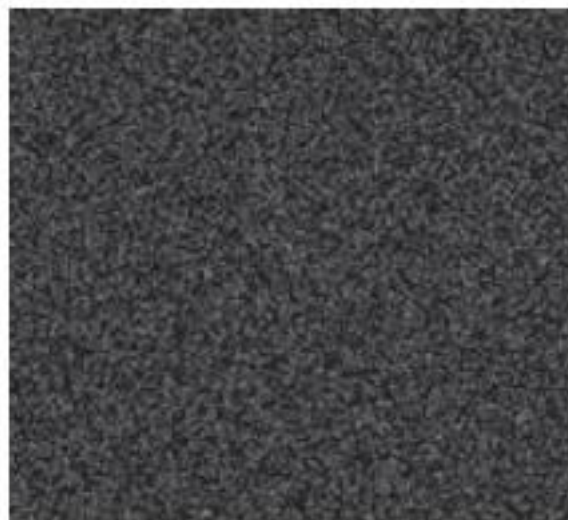
۱. SNR

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.

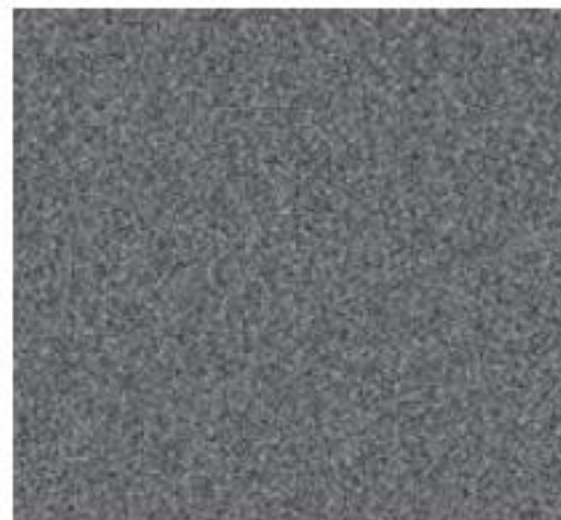
ادامه ...

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

10^6 X-rays



10^4 X-rays



ادامه ...

• در مجموع عواملی که در عمل بر SNR تاثیر می گذارند، 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 می یابد. البته این اثر غیرخطی است.
- (۳) اندازه بدن بیمار و آن بخشی از بدن که مورد تصویربرداری قرار می گیرد. هرچه ضخامت بافتی که بناست پرتوهای X از آن عبور کنند بیشتر باشد، تضعیف پرتوهای X ناشی از استخوان بیشتر و در نتیجه SNR پایین تر خواهد بود.
- (۴) هندسه گرید ضد پراکندگی: گریدهای ضد پراکندگی (با نسبت بزرگ) مقدار بیشتری از پرتوهای X منحرف شده را تضعیف (جذب) کرده فلذا SNR را کاهش و در عین حال CNR را افزایش می دهند.

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.

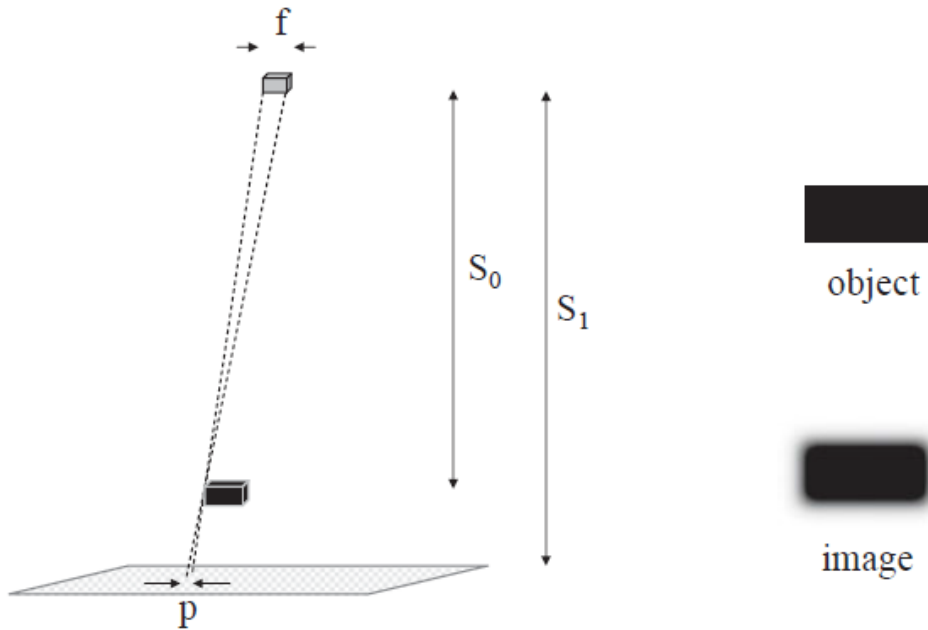
- مقدار DQE همواره کمتر از یک است و این یعنی آشکار نیز موجب اختلاط نویز با سیستم می‌شود.
- به عنوان نمونه مقدار DQE برای یک آشکارساز CR استاندارد، در حد 0.25 و برای یک آشکارساز CR رزولوشن بالا در حد 0.12 است. با استفاده از صفحات CR دولایه، DQE در حد 0.4 و بیشترین مقدار ممکن نیز حدودا 0.8 برای صفحات آشکارساز مبتنی بر سزیم هستند.

۲. 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.



ادامه ...

- چنانچه در شکل نیز مشخص است، اندازه‌ی این ناحیه سایه-روشن P عبارتست از:

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

- 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.

۳. 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.

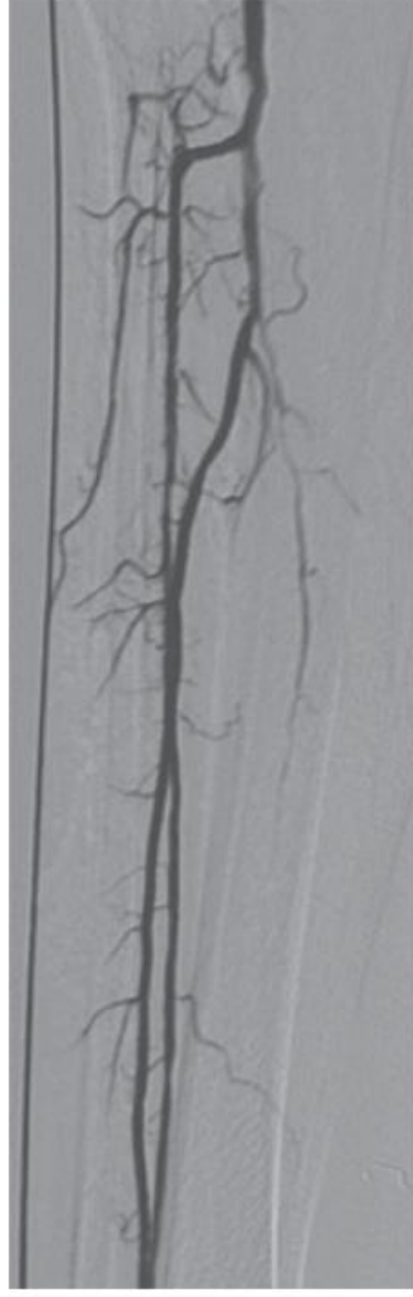
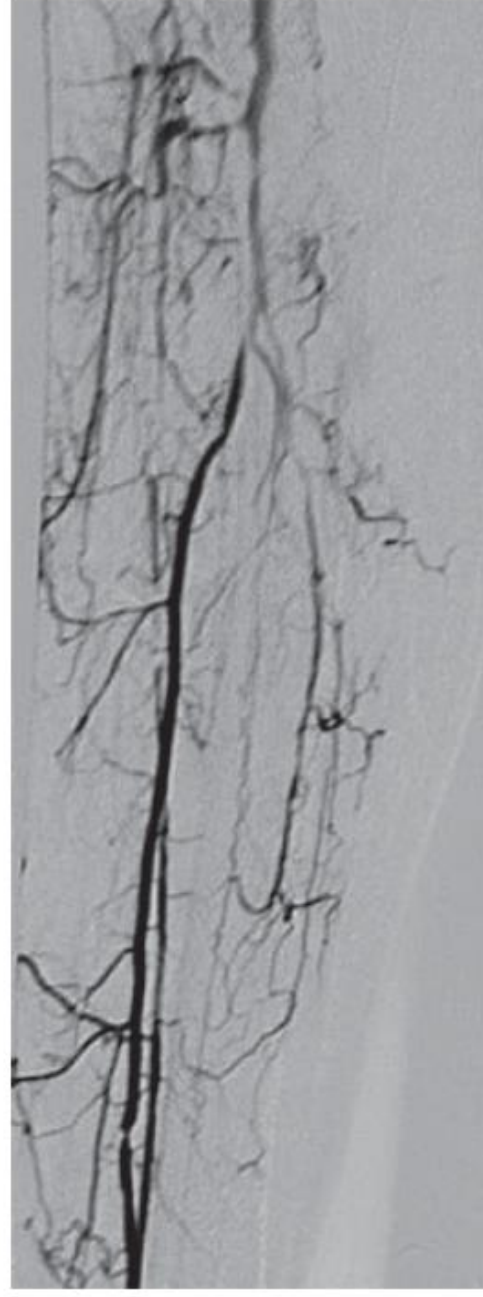
مواد حاجب پرتو X

- 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.

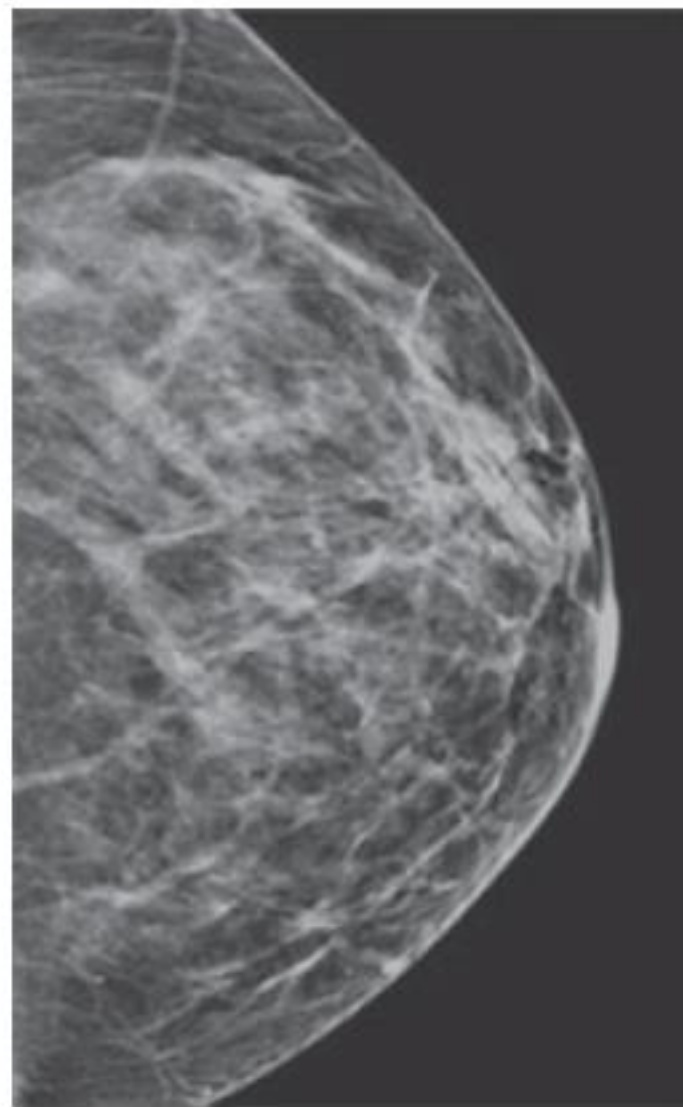
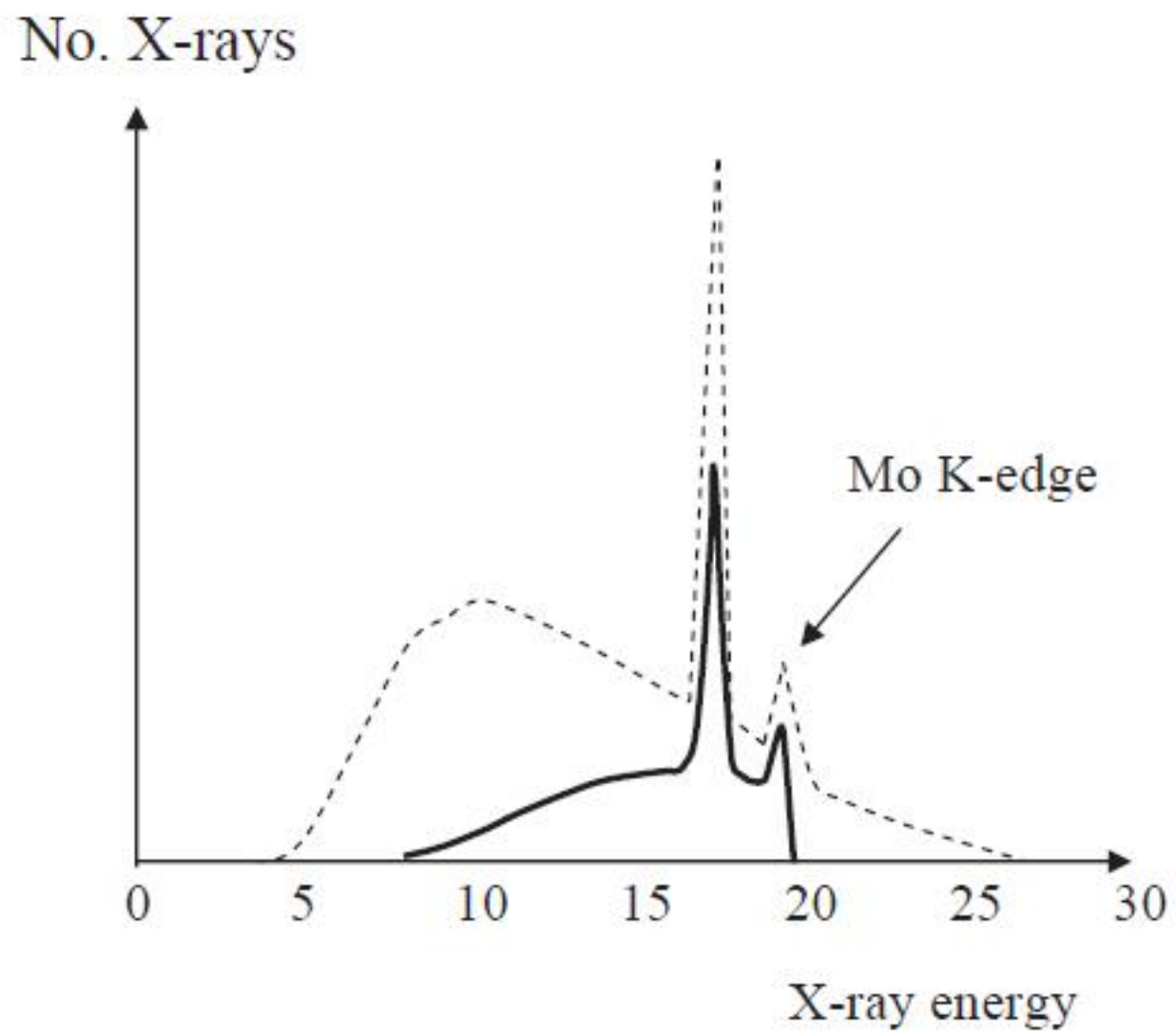


(۲) ماموگرافی دیجیتال

- از ماموگرافی دیجیتال برای شناخت تومورهای کوچک و یا ساختارهای کلسیمی در بافت سینه (پستان) استفاده می شود.
- برای تشخیص این آسیب‌ها به CNR و ریزبینی 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 متمرکزی ارسال کند.
- زاویه مورب بودن آند نیز کاهش یافته تا اندازه 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.
- مطالعه 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 تقویت‌کننده‌های تصاویر X، به کمک یک آشکارساز CCD دیجیتال می‌شد. اکنون این تقویت‌کننده‌ها 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، برحسب 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.

