

اصول سیستم‌های رادیولوژی و تصویربرداری پزشکی

جلسه پنجم – ادامه ی مبحث تصویربرداری با پرتوهای X

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:
۱. کولیماتور، به منظور کاهش دز پرتو ارسالی به بیمار و احتمال پدیده ی پراکندگی کامپتون،
 ۲. گرید (صفحه ی مشبک) ضد پراکندگی به منظور کاهش اثر پراکندگی کامپتون و
 ۳. 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:
 ۱. افزایش غیرضروری دز اعمال شده به بیمار و
 ۲. افزایش بی دلیل احتمال رخداد پدیده ی پراکندگی کامپتون. (چرا؟)
- 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.

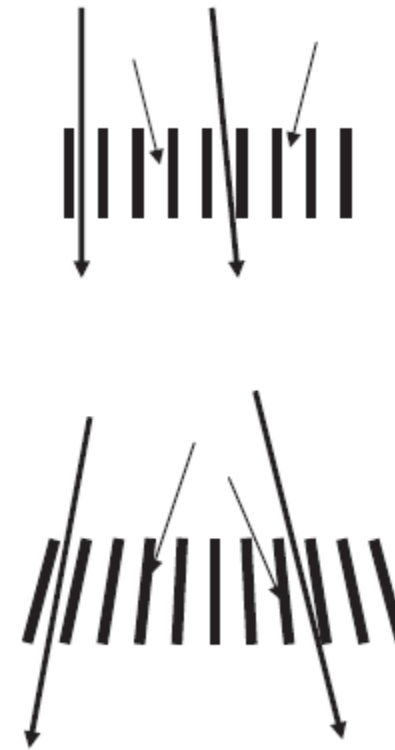
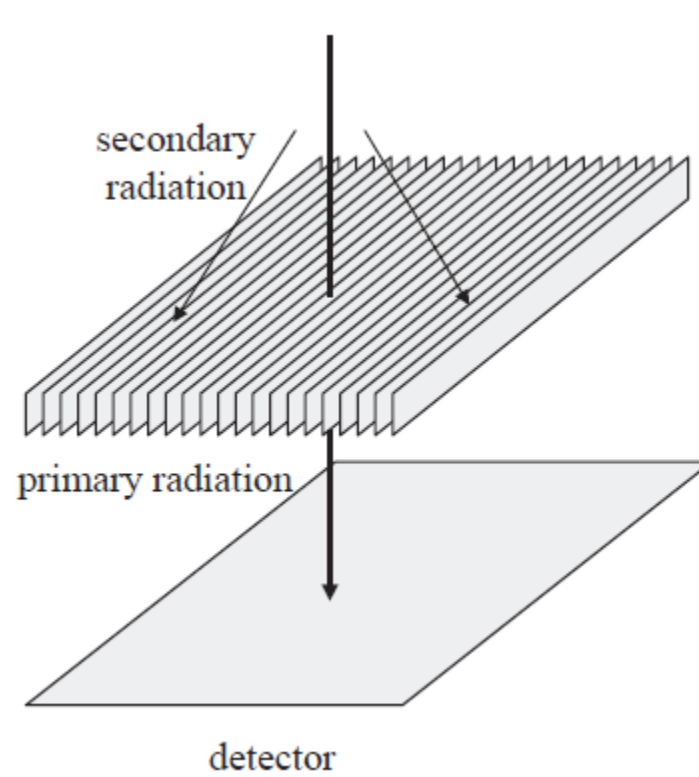
ادامه ...

- میزان کاهش پرتوهای منحرف شده در تصویر ، به سه عامل ضخامت (t)، ارتفاع (h) و فاصله ی نوارهای سربی هر گرید 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 ای 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:
 ۱. رادیوگرافی محاسباتی (Computed Radiography) و
 ۲. 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 یروسه 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: فلوروهااید 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.

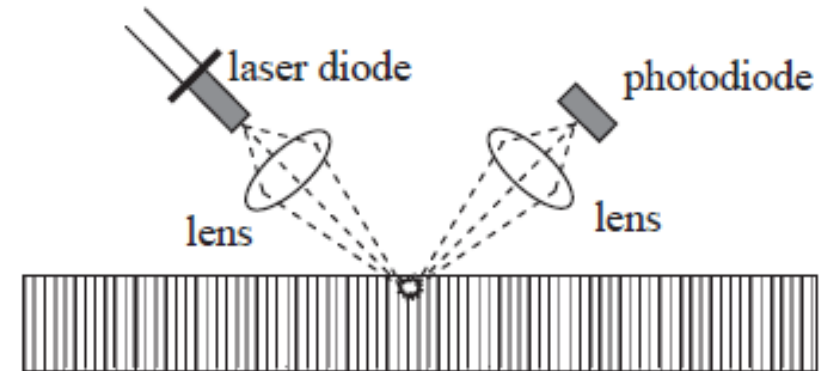
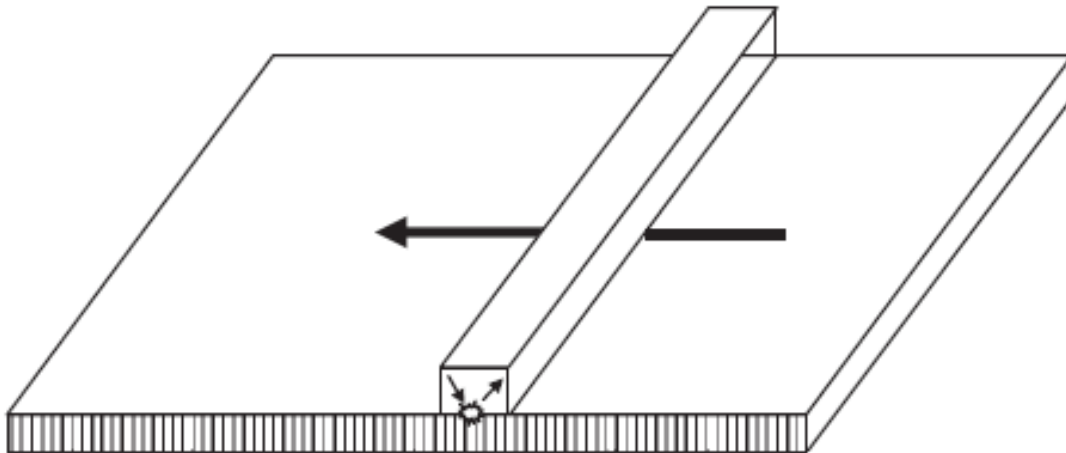
ادامه ...

- 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 دیدوهای 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.

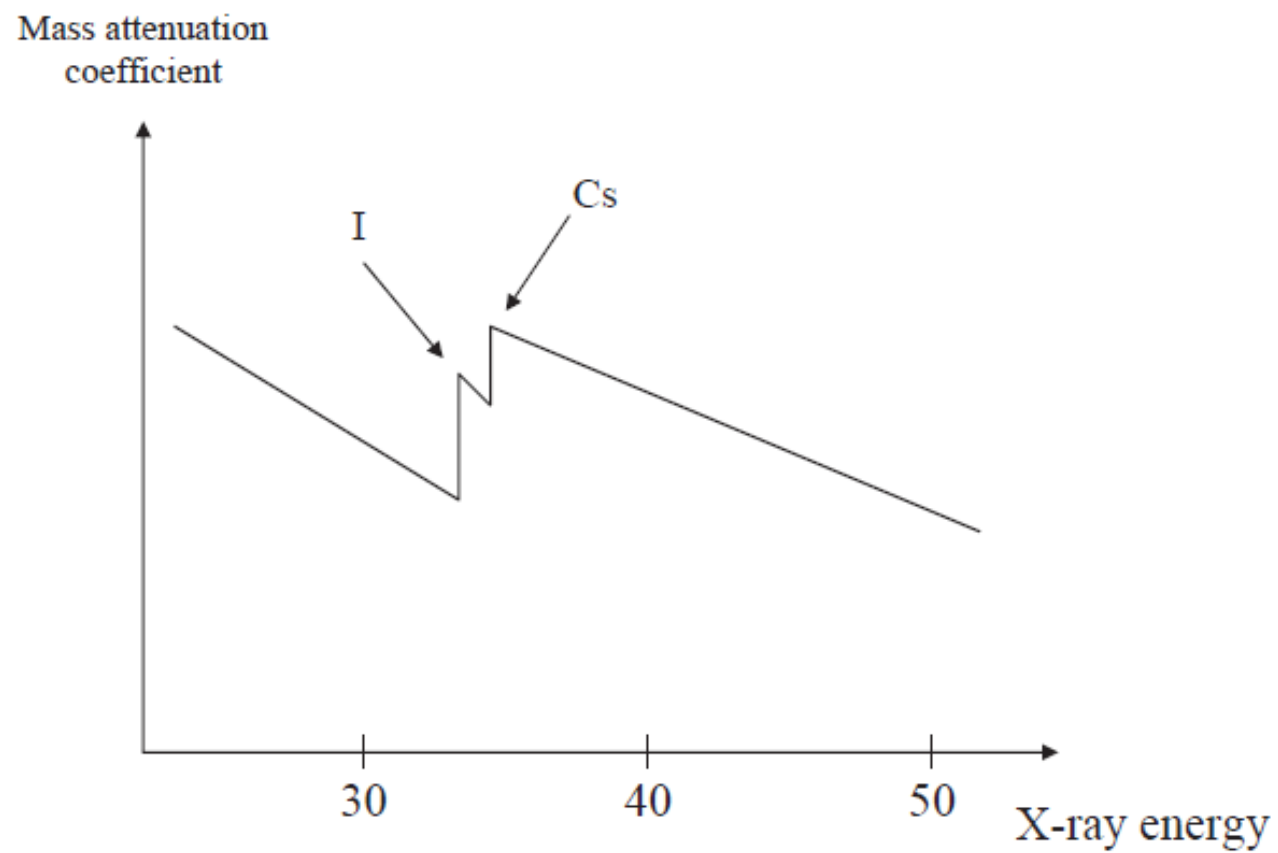
ادامه ...

- 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.

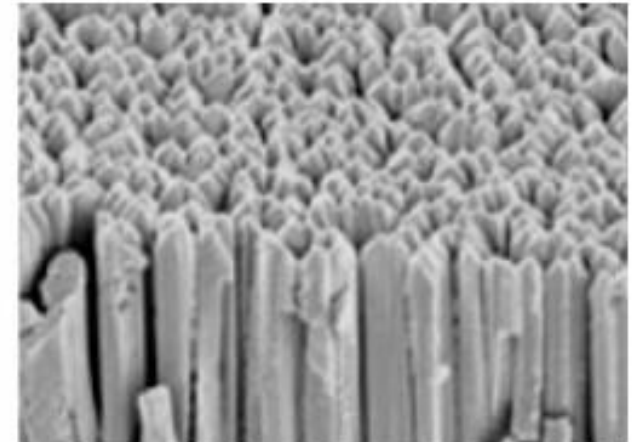
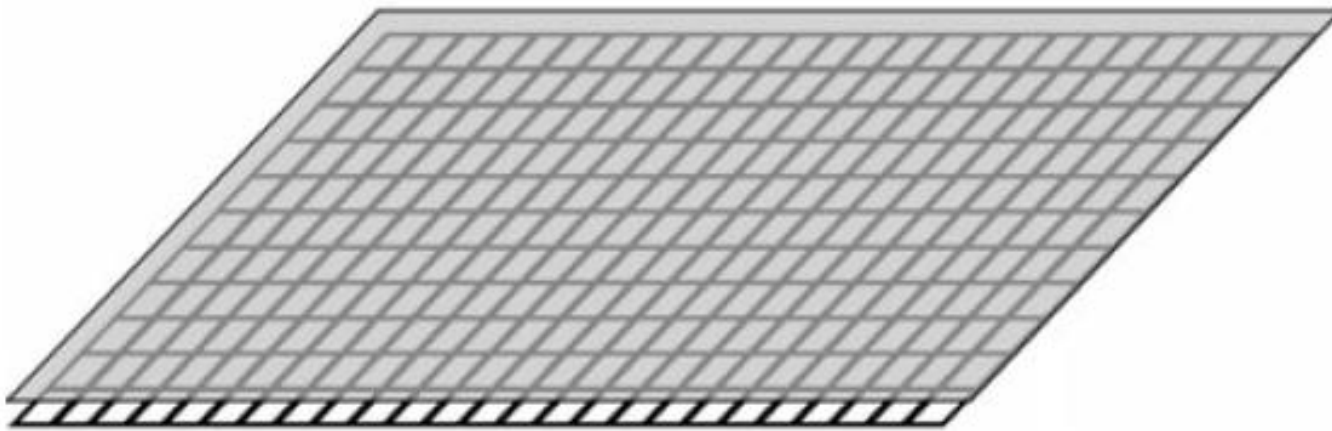
ضرب تضعیف CsI:TI



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 ...

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

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.