

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

تقدیم به همکاران محترم

# رادیولوژی دیجیتال (DR)

تهیه کنندگان :

مجتبی رحیم بخش

کیومرث امیدی

مینا باقری

زمستان ۱۳۹۳

با گسترش روزافزون رادیوگرافی، سیستم بایگانی دیجیتالی و شبکه<sup>۱</sup>، روش‌های گوناگونی برای دیجیتالی کردن تصاویر پزشکی مورد توجه قرار گرفته است. نزدیک به ۲۰ سال می‌باشد که استفاده کلینیکی از رادیوگرافی کامپیوتری (CR) آغاز شده است. در اواخر دهه ۱۹۹۰ دو روش کاملاً جدید دیگر برای ثبت تصاویر رادیولوژی به وجود آمد. یکی از این روش‌ها رادیوگرافی دیجیتال می‌باشد که یک سیستم بررسی خودکار و خواننده مستقیم تصویر اشعه X است و روش دیگر فلورسکوپی دیجیتال می‌باشد. خواننده‌های الکترونیکی اشعه X به دو دسته تقسیم می‌گردند. آنها یا از فن‌آوری مستقیم (گیرنده‌های مبدل مستقیم)، یا فن‌آوری غیرمستقیم (گیرنده‌های مبدل غیرمستقیم) برای تبدیل اشعه X به شارژ الکتریکی استفاده می‌کنند.

در این فصل علاوه بر بررسی ساختمانی و عملکردهای انواع گیرنده‌های دیجیتالی اشعه X به شرح روش‌های پردازش تصویر پردازش تصاویر دیجیتالی و مقایسه کنتراست و قدرت تفکیک در این گونه تصاویر پرداخته خواهد شد.

---

<sup>۱</sup>. Network

## گیرنده‌های دیجیتالی اشعه X

گیرنده‌های دیجیتالی اشعه X همان طور که قبلاً ذکر گردید به دو دسته کلی تقسیم می‌گردند:

۱. گیرنده‌های مبدل غیرمستقیم، این گیرنده‌ها دارای جرقه‌زن‌هایی<sup>۱</sup> می‌باشند، که اشعه X را به نور مرئی و بعد به شارژ الکتریکی تبدیل می‌کنند. این گیرنده‌های نوری می‌توانند جفت‌کننده‌های شارژ (CCD) یا گیرنده‌هایی از جنس آمورف سیلیکون (a-Si) باشند.

۲. گیرنده‌های مبدل مستقیم، این نوع از گیرنده‌ها دارای رسانای ویژه‌ای مانند آمورف سلنیوم (a-Se) می‌باشند که فوتون‌های اشعه X را به طور مستقیم به شارژ الکتریکی تبدیل می‌کند.

## جفت‌کننده‌های شارژ (CCD)

قدیمی‌ترین روش تبدیل غیرمستقیم بر پایه CCDها استوار می‌باشد که تصویر در آن به وسیله نور مرئی تشکیل می‌شود. CCDها در دوربین‌های دیجیتالی و همچنین دوربین‌های فیلمبرداری مورد استفاده قرار می‌گیرند. CCD یک مدار کامل ساخته شده از کریستال سیلیکون می‌باشد. اساس ساختمانی CCD شامل یک سری اکسیدهای

---

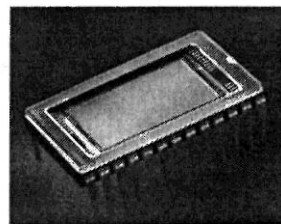
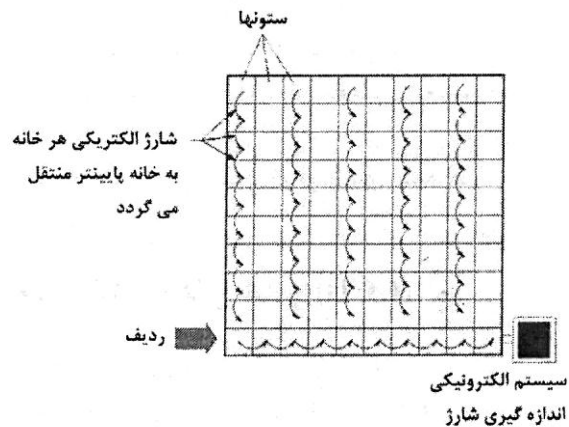
<sup>۱</sup>. Scintillator

فلزی نیمه‌هادی که به طور خیلی نزدیک به هم، روی یک سطح نیمه هادی قرار دارند، می‌باشد و مشابه پردازشگر مرکزی کامپیوتر<sup>۱</sup> عمل می‌نمایند. هر CCD، از پیکسل‌های جداگانه الکترونیکی که در سطح آن قرار گرفته است تشکیل شده، برای مثال یک CCD  $۲/۵ * ۲/۵$  سانتیمتر مربع ممکن است  $۱۰۲۴ * ۱۰۲۴$  پیکسل در سطح خود داشته باشد. امروزه CCDهای بزرگتر ( $۸ * ۸$  سانتیمتر مربع) هم تولید می‌شود. شکل ۱-۱۰ نمای ظاهری یک CCD را نشان می‌دهد.

سطح سیلیکون واحدهای CCD حساس به نور بوده و در صورت تابش نور به آنها الکترون آزاد می‌نمایند. هر چه شدت نور رسیده به آنها بیشتر باشد تعداد الکترون‌های آزاد شده بیشتر خواهد بود. این الکترون‌ها طی تابش اشعه در پیکسل‌ها به علت نارسا بودن آنها نگهداری می‌شوند. بعد از اینکه CCD مورد تابش قرار گرفت، شارژ الکتریکی هر خانه خوانده می‌شود. شکل ۲-۱۰ طریقه خواندن پیکسل‌ها را نمایش می‌دهد. در سیستم CCDهای دوبعدی با توجه به شکل، سیگنال‌های الکترونیکی هر خانه به طرف پایین با کنترل دقیق ولتاژ خوانده شده، سپس شارژ هر ستون در ردیف آخر جمع می‌شود. شارژ ردیف آخر به صورت افقی خوانده شده و به ترانزیستور جایی که سیگنال الکتریکی دیجیتاله می‌شود منتقل می‌گردد، این کار متناوباً تکرار می‌شود.

---

<sup>۱</sup>. Central Processing Unit (CPU)



شکل ۱-۱۰: نمای ظاهری یک CCD

شکل ۲-۱۰. طریقه خواندن شارژ مربوطه به هر خانه در CCD

در CCDهای یک بعدی شارژ الکتریکی هر خانه به خانه پایین منتقل شده و در انتهای هر ستون این شارژ خوانده می شود.

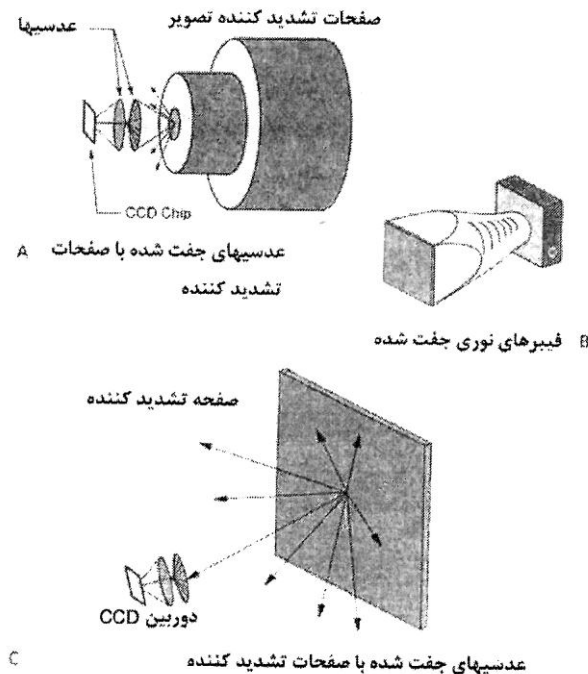
دوربین های CCD تصاویر با کیفیت بالا از تابش نور مرئی تولید می کنند و عموماً برای فلورسکوپی و ساین رادیوگرافی<sup>۱</sup> استفاده می گردند. در این وسیله، نور تولیدی تقویت شده به وسیله تشدید کننده های تصویر که عموماً همان صفحات تشدیدکننده مورد استفاده در رادیوگرافی معمول می باشد با استفاده از عدسی یا فیبرهای نوری بر روی CCDها متمرکز می گردند (شکل ۳-۱۰). برای رادیوگرافی های کوچک مانند رادیوگرافی دندان (۲۵\*۵۰ میلیمتر مربع) یک صفحه تشدیدکننده در مقابل CCD قرار گرفته و نور تابش شده از صفحه به وسیله CCD جمع آوری می شود، به علت جفت شدن مناسب صفحه و CCD، تنها جزء بسیار ناچیزی از نور به آن نمی رسد (شکل ۳-۳).

<sup>۱</sup>. Cine-radiography

۱۰: A). در مواردی که منطقه مورد نظر تصویربرداری تنها کمی بزرگتر از اندازه CCD باشد مثل سیستم بیوپسی دیجیتال برای ماموگرافی، فیبرهای نوری بین صفحه تشدیدکننده و CCD قرار می‌گیرند (شکل ۳-۱۰: B). این فیبرهای نوری مانند عدسی‌ها نور تولیدی صفحه را روی سطح CCD متمرکز می‌کنند. فیبرهای نوری استفاده شده در سیستم بیوپسی دیجیتال دارای سطح پیشین به اندازه  $50 \times 50$  میلیمترمربع و سطح پسین  $25 \times 25$  میلیمترمربع می‌باشند. نور به هدر رفته در فیبرهای نوری ناچیز بوده و مقدار مناسبی از نور به CCD می‌رسد.

وقتی که تصویربرداری از یک منطقه بزرگ مانند قفسه سینه موردنظر باشد، متمرکز کردن نور از صفحه بزرگ بر روی CCD بدون از دست دادن مقدار زیاد نور غیرممکن است. مقدار نور از دست رفته متناسب با فاکتور کوچک نمایی موردنیاز برای جفت کردن سطح ورودی با سطح خروجی می‌باشد. برای مثال فاکتور کوچک‌نمایی مورد استفاده برای رادیوگرافی قفسه سینه با صفحه  $43 \times 35$  سانتیمتر مربع با استفاده از CCD  $30 \times 30$  سانتیمتر مربع برابر با  $1:167$  خواهد بود که حتی با استفاده از عدسی‌های خیلی خوب و بدون نقص هم در این سیستم مقدار نور از دست رفته تقریباً  $99/7$  درصد می‌باشد (شکل ۳-۱۰: C). به همین دلیل برای رادیوگرافی‌های بزرگ نیاز به جفت شدن چندین CCD (تا ۱۲ عدد) می‌باشد. از مزایای این روش ارزان

و در دسترس بودن آن بوده ولی طولانی بودن زمان پردازش تصویر از معایب آن است.



شکل ۳-۱۰ روشهای تمرکز نور در CCD توسط عدسی و فیبرهای نوری

از معایب دیگر این سیستم می توان افزایش نویز و کاهش کیفیت تصویر را نام برد که در اثر نرسیدن کامل نور حاصل از صفحات تشدیدکننده به CCD می باشد. استفاده از فیبرهای نوری و عدسی ها هر دو سبب افزایش ناواضحی هندسی، پرتوهای پراکنده و کاهش قدرت تفکیک فضایی شده و ناخالصی های موجود در فیبرهای نوری سبب ایجاد بهم ریختگی و آرتیفکت های تصویری می گردد. نویز حرارتی ایجاد شده در CCD باعث کاهش کیفیت تصویر گشته، هر چند که امروزه با استفاده از CCD های مدرن که به CCD های سرد معروفند این نویز کمتر شده است. به دلیل وجود این



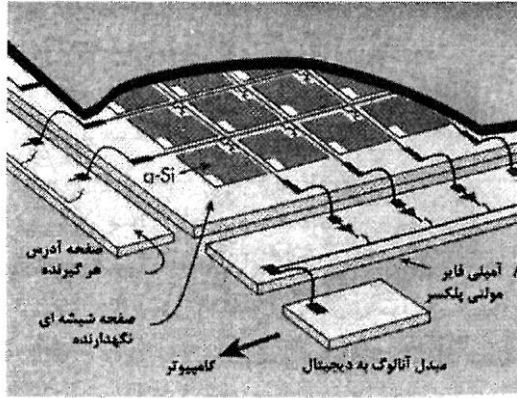
معایب متخصصین عقیده دارند که این سیستم‌ها کم‌کم جای خود را به سیستم‌های جمع و جورتر با قدرت تولید تصویر با کیفیت مطلوب‌تر می‌دهند.

### گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح (EPD)

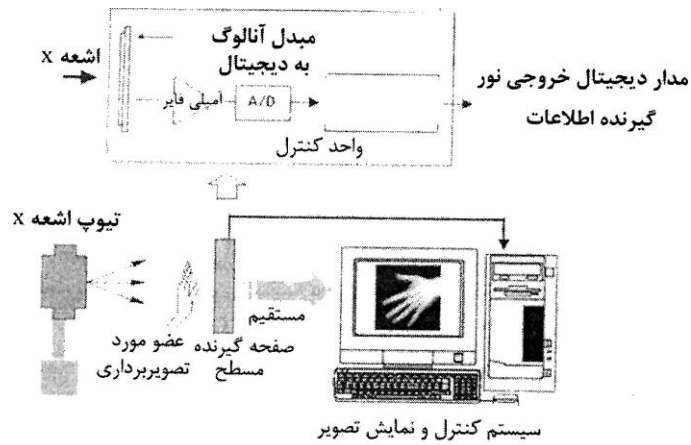
این نوع گیرنده‌ها فرم جدیدی از یک قاب گیرنده دیجیتالی اشعه X، شامل آرایشی از صفحات نازک ترانزیستوری (TFT)<sup>۱</sup> و تبدیل‌کننده‌های اشعه X که با نظم خاصی در کنار یکدیگر قرار گرفته‌اند، می‌باشد. حاصل این آرایش یک صفحه تخت به عنوان گیرنده تصویر در اندازه معمول فیلم رادیوگرافی می‌باشد. آرایش TFT هم به عنوان مبدل مستقیم و هم غیرمستقیم به کار می‌رود. در هر دو نوع سیستم طرح شارژ الکتریکی باقیمانده بعد از تابش اشعه به وسیله مکانیزم ویژه‌ای خوانده شده و تبدیلات آنالوگ به دیجیتال برای تشکیل تصویر دیجیتالی انجام می‌شود. فن‌آوری تصویربرداری به روش مستقیم در فلورسکوپی هم مانند رادیوگرافی قابل استفاده می‌باشد. شکل‌های ۴-۱۰، ۵-۱۰، ۶-۱۰ و ۷-۱۰ به ترتیب نمایش شکل ظاهری گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح، چگونگی تصویربرداری، پردازش و نمایش تصویر، شکل ظاهری کاست و تصویر گرفته شده توسط این سیستم می‌باشد.

---

<sup>۱</sup>. Thin Film Transistors (TFT)



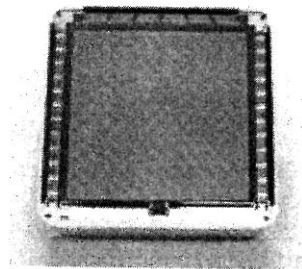
شکل ۴-۱۰: نمایش شکل ظاهری سیستم گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح



شکل ۵-۱۰: نمایش چگونگی تصویربرداری، پردازش و نمایش تصویر در سیستم DR



شکل ۷-۱۰: نمایش تصویر گرفته شده توسط سیستم DR



شکل ۶-۱۰: شکل ظاهری کاست DR

## مبدل‌های غیرمستقیم صفحه‌ای پایه آمورف سیلیکون

این نوع گیرنده‌های دیجیتالی دارای ساختمانی بر پایه آمورف سیلیکون (a-Si) می‌باشند. در این گیرنده‌های صفحه‌ای از فیلم‌های نازک سیلیکون تلفیق شده با آرایشی از فتودیوهای استفاده می‌شود. فتودیوها با کریستال‌های یدور سزیم یا عناصر خاکی نادر (گادولینیم دی اکسی سولفات) پوشانده شده‌اند. یدور سزیم به عنوان فسفر که روی آرایشی از ماتریس‌های فتودیوهای آمورف سیلیکون را پوشانده است، مورد استفاده قرار می‌گیرد. یدور سزیم به شدت جاذب رطوبت بوده و در زمان استفاده باید به خوبی در مقابل رطوبت عایق‌بندی گردد. سیلیکون در حالت آمورف (بی‌شکل) به راحتی روی ماتریس‌ها را با ضخامت کنترل شده می‌پوشاند، واکنش اشعه X با یدور سزیم نور تولید می‌نماید. مقدار و شدت نور تولیدی بستگی به انرژی اشعه X دارد.

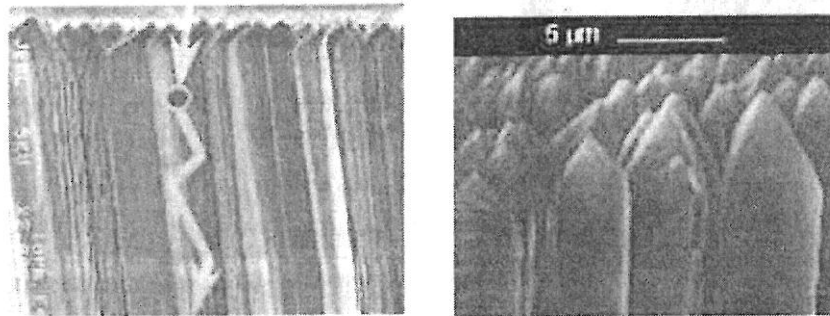
جرقه‌زن‌ها در مبدل‌های غیرمستقیم اشعه X به دو صورت جرقه‌زن‌های با ساختمان سازمان یافته<sup>۱</sup> و غیرسازمان یافته<sup>۲</sup> مورد استفاده قرار می‌گیرند. نوع سازمان نیافته از نظر ساختمانی شبیه صفحات تقویت‌کننده مورد استفاده در سیستم فیلم-صفحه می‌باشند. در این نوع جرقه‌زن‌ها نور تولیدی حاصل از اشعه X در همه جهات

---

<sup>۱</sup>. Organized

<sup>۲</sup>. Unorganized

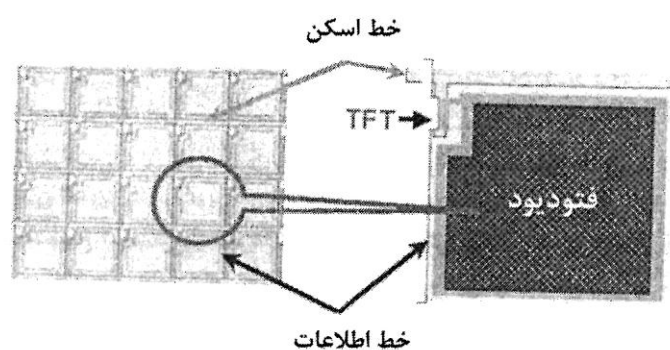
پراکنده شده که نتیجه آن تابش بیش از یک پیکسل به وسیله یک فوتون اشعه X و بنابراین کاهش قدرت تفکیک فضایی می‌باشد. برای قائق آمدن به این مشکل بعضی از تولیدکنندگان کریستال‌های یدور سزیم را به صورت سازمان‌یافته عمل می‌آورند. کریستال‌های سازمان یافته یدور سزیم به شکل ساختمان‌های جدا از هم و سوزنی مانند می‌باشند که تقریباً ۱۰-۵ میکرون پهنا و حداکثر ۶۰۰ میکرون طول دارند و مانند فیبرهای نوری عمل می‌نمایند (شکل ۸-۱۰).



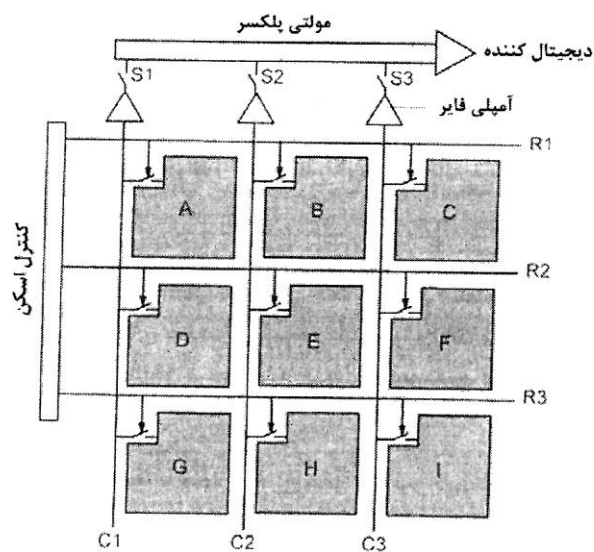
شکل ۸-۱۰: کریستال یدور سزیم که به شکل سوزنی عمل آورده شده است. کریستالها به طور خیلی نزدیک به هم قرار گرفته‌اند. شکل سمت چپ چگونگی عبور نور از درون این فیبرهای نوری را نشان می‌دهد.

یک شکل معمول گیرنده‌ها در شکل ۹-۱۰ نشان داده شده است. این صفحات مسطح از تعداد زیادی گیرنده‌های منفرد که هر یک از آنها قادر به نگهداری شارژ الکتریکی در پاسخ به تابش اشعه می‌باشند، تشکیل شده است. هر واحد دارای ناحیه حساس به نور و یک قسمت الکترونیکی می‌باشد. درست قبل از تابش، خازن که سیگنال‌های اشعه را نگهداری می‌کند برای خالی شدن شارژ الکتریکی باقی مانده احتمالی، به زمین متصل می‌گردد. منطقه حساس به نور رسانای نور نیز می‌باشد. بعد از تابش نور، الکترون‌ها

در این ناحیه آزاد می‌شوند و شارژ الکتریکی هر یک از این گیرنده‌ها به وسیله سیستم الکتریکی که در شکل ۱۰-۱۰ نشان داده شده است خوانده می‌شود.



شکل ۹-۱۰: نمایش یک گیرنده مسطح صفحه‌ای که از تعداد زیادی واحد جدا از هم تشکیل شده است. هر گیرنده دارای قسمت حساس به نور و قسمت نگهدارنده شارژ الکتریکی می‌باشد.



شکل ۱۰-۱۰: نمایش روش خواندن گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح

هر واحد در گیرنده صفحه‌ای مسطح دارای یک ترانزیستور با سه اتصال الکتریکی به نام‌های مخزن<sup>۱</sup>، دروازه<sup>۲</sup> و تخلیه‌کننده<sup>۳</sup> می‌باشد. مخزن یک خازن می‌باشد که شارژ الکتریکی را در طی تابش در خود نگه می‌دارد. تخلیه‌کننده متصل به خط خواننده سیستم بوده (سیم‌های عمودی در شکل ۱۰-۱۰) و دروازه که به سیم‌های افقی نشان داده شده در شکل متصل است.

اعمال ولتاژ منفی در دروازه سبب خاموش شدن سوئیچ (برقراری ارتباط از مخزن به تخلیه‌کننده) می‌گردد. به دلیل اینکه هر گیرنده دارای یک ترانزیستور و وسیله‌ای ساخته شده از فیلم‌های نازک می‌باشد، این سیستم، گیرنده نازک ترانزیستوری مسطح (TFT) نامیده می‌شود.

روش خواندن تصویر به قرار زیر می‌باشد. در طی تابش ولتاژ منفی اعمال شده به خطوط سبب می‌گردد سوئیچ تمام ترانزیستورها در گیرنده خاموش گردد. بنابراین، شارژ انباشته شده در طی تابش در خازن هر واحد باقی می‌ماند. در زمان خواندن، ولتاژ مثبت برای هر خط دروازه اعمال می‌گردد ( $R_1, R_2, R_3$ ) (در شکل ۱۰-۱۰ برای هر خط در یک زمان معین). بنابراین در هر ردیف سوئیچ برای هر گیرنده روشن

---

<sup>۱</sup>. The Source

<sup>۲</sup>. The Gate

<sup>۳</sup>. The Drain

می‌گردد. مولتی پلکسر<sup>۱</sup> متناوباً هر سیم عمودی  $C_1, C_2, C_3$  را از طریق سوئیچ  $S_1, S_2$  با دیجیتال‌کننده مرتبط می‌سازد. این کار اجازه خواندن هر واحد را در هر ردیف می‌دهد. برای مثال شکل ۱۰-۱۰ وقتی که سیم  $R_2$  دارای ولتاژ مثبت می‌گردد (تمام سیم‌های افقی دیگر منفی می‌شوند). سوئیچ‌های روی واحدهای  $F, D, E$  باز می‌شوند، بنابراین جریان بین خازن (مخزن) و دیجیتال‌کننده برقرار می‌گردد. در مولتی‌پلکسر اگر سوئیچ‌های  $S_1, S_2$  خاموش باشد و  $S_2$  روشن، الکترون‌های انباشه شده در روی گیرنده  $E$  می‌تواند آزادانه از خازن نگهدارنده از طریق آمپلی فایر و مولتی پلکسر به دیجیتال‌کننده جریان یابد. بنابراین آرایشی از گیرنده‌ها خوانده شده، شارژ آنها دیجیتال و نگهداری می‌شود و تشکیل یک تصویر دیجیتالی را می‌دهند.

توجه داشته باشید که در این روش سیگنال هر واحد به طور جداگانه خوانده می‌شود و مانند سیستم CCD از پیکسل‌های دیگر عبور نمی‌کند. این بدین معنا می‌باشد که کارایی انتقال شارژ الکتریکی در تصویربرداری‌های صفحه‌ای مسطح باید خوب (۹۸ درصد) بوده، در حالی که در CCD این کارایی باید عالی ۹۹/۹۹ درصد باشد. بنابراین، سیستم صفحه‌ای مسطح کمتر مستعد داشتن عیب می‌باشد که خود سبب پایین آوردن هزینه‌های تولید می‌گردد.

---

<sup>۱</sup> Multiplexer: وسیله‌ای با تعدادی سوئیچ می‌باشد که در هر زمانی فقط یک سوئیچ را روشن می‌کند (یک ارتباط را برقرار می‌نماید).

برخلاف سیستم پایه سلنیوم این گیرنده‌ها برای ردیابی اشعه X پردازش دو مرحله‌ای دارند. جرقه زننده اشعه X را به نور تبدیل می‌کند بعد این نور توسط فتودیودها به شارژ الکتریکی تبدیل می‌گردد. به علت کارایی بالای این روش در گرفتن فوتون‌های نور تولید شده توسط یدور سزیم دوز دریافتی بیمار به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابد.

ابعاد گیرنده در گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح میزان قدرت تفکیک فضایی سیستم را تعیین می‌نماید. برای مثال یک گیرنده با ابعاد پیکسل  $125 \times 125$  میکرومتر می‌تواند دارای قدرت تفکیک فضایی حداکثر ۴ جفت خط در میلیمتر باشد و اگر گیرنده ۱۰۰ میکرومتر باشد قدرت تفکیک فضایی ۵ جفت خط در میلیمتر خواهد شد.

گیرنده‌های اندازه کوچک به دلیل داشتن قدرت تفکیک بالا ترجیح داده می‌شوند. سیستم‌های الکترونیکی (ترانزیستور، خازن، سوئیچ و غیره) در داخل گیرنده، فضای معینی را اشغال می‌نمایند. بنابراین کوچک کردن اندازه گیرنده سبب کاهش فضای ناحیه حساس به نور گشته و از کارایی آن می‌کاهد. نسبت سطح حساس به نور به کل سطح گیرنده فاکتور پر شدن<sup>۱</sup> نامیده می‌شود. فاکتور پر شدن بالا به علت گرفتن فوتون‌های نوری بیشتر ترجیح دارد. چنانچه تعداد متنابهی از فوتون‌های نور تولیدی از صفحه تشدیدکننده به علت نسبت پایین فاکتور پر شدن از دست داده شود نتیجه آن

---

<sup>۱</sup>. Filling Factor



قدرت تفکیک کنتراست پایین خواهد بود. بنابراین انتخاب گیرنده با فاکتور مناسب بستگی به این دارد که قدرت تفکیک کنتراست مهمتر باشد یا قدرت تفکیک فضایی، زیرا افزایش یکی باعث کاهش دیگری می‌شود. جهت داشتن قدرت تفکیک فضایی بهتر، ابعاد پیکسل مهم است و برای داشتن قدرت تفکیک کنتراست بهتر، باید فاکتور پر شدن بالایی داشته باشیم.

#### مبدل‌های مستقیم صفحه‌ای پایه آمورف سلنیوم

فن‌آوری پایه سلنیوم از آمورف سلنیوم برای پوشاندن آرایش TFT جهت گرفتن و تبدیل مستقیم انرژی اشعه X به شارژ الکتریکی استفاده می‌کند. این نوع گیرنده‌ها در گذشته جهت زیورادیوگرافی مورد استفاده قرار می‌گرفت. فن‌آوری امروز از لایه نازکی از آمورف سلنیوم که بر روی صفحه‌ای از آلومینیوم به عنوان پایه قرار دارد، استفاده می‌کند. سلنیوم به وسیله شارژ الکتریکی اعمال شده به آن نسبت به اشعه X حساس می‌شود. بدین ترتیب که به سطح بالایی صفحه نازک فلزی (الکتروود) ولتاژ منفی اعمال می‌شود، بنابراین گیرنده نسبت به الکتروود بالایی شارژ مثبت پیدا می‌کند.

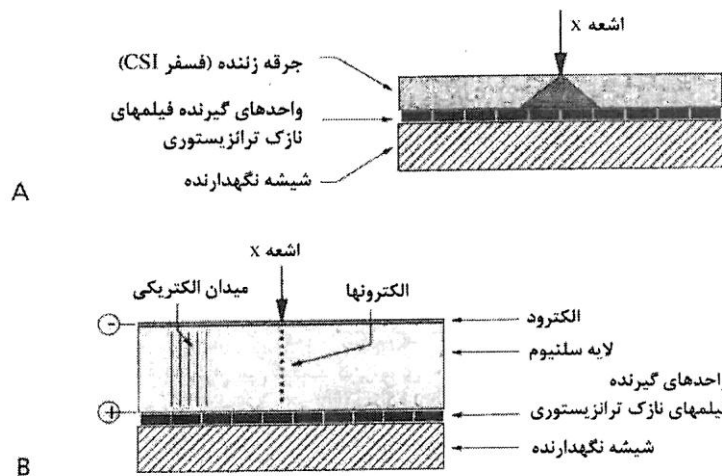
زمانی که اشعه به بار الکتریکی سطحی برخورد می‌کند تشکیل سوراخ الکترونی جفت<sup>۱</sup> در سطح سلنیوم می‌دهد، الکترون آزاد شده به طرف پایین حرکت می‌کند و تصویر پنهانی تشکیل می‌شود. این الکترون‌ها در گیرنده جمع‌آوری شده، بعد از تابش، شارژ الکتریکی مانند آنچه در سیستم غیرمستقیم شرح داده شد خوانده می‌شود.

در سیستم غیرمستقیم، نور تابش شده از صفحه تشدیدکننده در آرایش TFT پخش می‌گردد که به مقدار زیاد سبب محوی تصویر می‌گردد (مشابه محوی تصویر در سیستم فیلم- صفحه). در سیستم غیرمستقیم همان طور که گفته شد اغلب از کریستال‌های سوزنی شکل یدور سزیم برای جلوگیری از پراکندگی کناری نور و متمرکز نمودن فوتون‌های نوری به طرف گیرنده‌ها استفاده می‌شود. این روش تا حد زیادی از محوی تصویر می‌کاهد ولی کارایی آن ۱۰۰ درصد نیست.

در سیستم مستقیم به علت وجود میدان الکتریکی، جهت حرکت الکترون معین بوده و از نظر تئوری نباید هیچگونه محوی تصویر وجود داشته باشد (شکل ۱۱-۱۰). به علاوه، میدان‌های الکتریکی به طور محلی در هر عنصر گیرنده می‌تواند افزایش یابد. یعنی ناحیه حساس گیرنده که جمع‌کننده الکترون است دارای فاکتور پر شدن بالایی خواهد بود. به دلیل توانایی جهت دادن الکترون در سیستم صفحه‌ای سطح مستقیم، قدرت تفکیک فضایی فقط به وسیله ابعاد گیرنده تعیین می‌گردد.

---

<sup>۱</sup>. Electron- hole pairs



شکل ۱۱-۱۰: A: برش عرضی یک گیرنده صفحه‌ای مسطح غیرمستقیم، اشعه X با جرقه زننده واکنش نموده و نور حاصله به طرف گیرنده‌های حساس به نور هدایت می‌گردد. B: در گیرنده صفحه‌ای مسطح مستقیم، اشعه X با لایه سلنیوم واکنش نموده الکترون آزاد می‌شود که تولید سیگنال الکتریکی می‌نماید. شارژ الکتریکی اعمال شده در اطراف لایه سلنیوم از پراکندگی کناری الکترون کاسته و سبب افزایش قدرت تفکیک فضایی می‌گردد.

مشکل بالقوه سیستم FPD مستقیم و غیرمستقیم در کارایی پایین جذب اشعه (DQE<sup>۱</sup>) آنها می‌باشد. سلنیوم ( $Z=34$ ) دارای عدد اتمی بالاتری نسبت به سیلیکون ( $Z=14$ ) می‌باشد، ولی هر دوی اینها در مقایسه با سیستم معمول فیلم-صحنه در انرژی‌های معمول مورد استفاده در رادیوگرافی (حدود ۴۰-۱۳۰ KeV) کارایی کمتری در جذب اشعه دارند. (صفحات تشدیدکننده از جنس عناصری مانند گادولینیوم ( $Z=64$ ) یا سزیم ( $Z=55$ ) دارای عدد اتمی بالاتری می‌باشند).

<sup>۱</sup>. Detective Quantum Efficiency (DQE)

برای جلوگیری از پراکنده شدن نور در صفحات تقویت کننده و داشتن قدرت تفکیک فضایی بالا این صفحات باید در ضخامت‌های کم ساخته می‌شوند. در روش FDP مستقیم جهت بهبود کارایی سیستم در گرفتن انرژی اشعه X می‌توان گیرنده‌های سلنیوم را در ضخامت‌های بیشتر ساخت (حرکت الکترون‌ها در اثر میدان الکتریکی در جهت معین می‌باشد). به علاوه، سایر مواد از قبیل یدید جیوه<sup>۱</sup>، تلوراید کادمیم<sup>۲</sup> و یدیدسرب<sup>۳</sup> هم به عنوان موادی جهت ساختن FPD مستقیم مورد مطالعه می‌باشند. رادیوگرافی دیجیتال مستقیم همه مزایای فن‌آوری‌های دیگر DR از قبیل پس پردازش، بایگانی فیلم‌ها، سیستم ارتباطات و رادیولوژی از راه دور<sup>۴</sup> را دارا می‌باشد.

## پردازش تصاویر دیجیتالی

### روش‌های تصحیح تصاویر دیجیتالی

اغلب گیرنده‌های سیستم‌های دیجیتالی دارای عیوبی می‌باشند که ممکن است مربوط به ساختمان آنها باشد. خوشبختانه در اغلب موارد این عیوب در تصویر به وسیله سیستم نرم‌افزاری قابل تصحیح می‌باشد. در هر دو سیستم FPD و CCD تعدادی از

---

<sup>۱</sup>. HgI<sub>۲</sub>

<sup>۲</sup>. TeCd

<sup>۳</sup>. PbI<sub>۲</sub>

<sup>۴</sup>. Teleradiology

گیرنده‌ها هیچ پاسخی در مقابل نور ندارند که به آنها پیکسل‌های مرده<sup>۱</sup> گفته می‌شود. بعد از ساخت، هر گیرنده جهت وجود پیکسل‌های مرده کنترل شده و نقشه آنها تهیه می‌گردد. سیستم نرم‌افزاری از یک برنامه جهت تصحیح سایه خاکستری این پیکسل‌ها استفاده می‌کند. بدین ترتیب که از سایه خاکستری پیکسل‌های اطراف پیکسل معیوب متوسط گرفته می‌شود و این مقدار متوسط به عنوان سایه خاکستری در پیکسل مرده جایگزین می‌گردد. چنانچه تعداد این پیکسل‌ها در گیرنده کم باشد، این نوع تصحیح سبب ایجاد تصویری کاملاً واضح می‌شود که تشخیص خرابی در آن تقریباً غیرممکن است. در CCD وجود پیکسل معیوب باعث نقص در انتقال شارژ در ستون مربوطه گشته (شارژ در آن ستون به خانه‌های پایین‌تر منتقل نمی‌شود) که به وسیله روش‌های تصحیح دیگر رفع می‌گردد.

در غیاب اشعه X هر گیرنده دارای مقداری نویز الکتریکی است، که به آن نویز تاریک<sup>۲</sup> گفته می‌شود. مقدار محدودی از سایه خاکستری در تصویربرداری بدون اشعه X (تصاویر تاریک) مربوط به این گونه نویز می‌باشد. مقدار نویز تاریک از یک تابش به تابش دیگر متفاوت بوده و برای تصحیح آن تعداد زیادی از تصاویر تاریک را تهیه نموده و متوسط آنها را به دست می‌آورند  $[D(x,y)]$ ، سپس این مقدار متوسط را از تصویر تولید شده توسط گیرنده، تفریق می‌نمایند.

---

<sup>۱</sup>. Dead Pixel

<sup>۲</sup>. Dark noise

در آرایش بزرگی از گیرنده‌ها از چندین آمپلی‌فایر با بهره‌دریافتی متفاوت استفاده می‌شود که این آمپلی‌فایرها با نقاط متفاوت گیرنده در ارتباط هستند. همچنین در گیرنده‌هایی که به خوبی عمل می‌نمایند تفاوت‌های عملکردی در حساسیت هر گیرنده وجود دارد. بدون تصحیح، تصویر نقاط واضحی از طرح محل‌های بهم پیوستگی (اتصال) را دارا خواهد بود (شکل ۱۲-۱۰).

برای تصحیح بهره‌های دریافتی آمپلی‌فایرها یک بهره‌تصویری یا به اصطلاح تصویر با منطقه مسطح<sup>۱</sup> تهیه می‌گردد. برای تهیه این تصویر، آرایشی از گیرنده‌ها به یک میزان اشعه X یکنواخت به طور مثال با استفاده از فیلتر مس که در نزدیکی تیوپ اشعه X قرار گرفته است، تابش می‌گردند و تصاویری تهیه می‌گردد. از این تصاویر متوسط گرفته می‌شود که حاصل آن یک تصویر بهره اولیه  $[G(x,y)]$ ، است سپس تصویر سیاه  $[D(x,y)]$  از این تصویر تفریق می‌شود. نتیجه آن تصویر بهره یا همان تصویر منطقه مسطح  $[G(x,y)]$  می‌باشد.

$$G(x,y) = \bar{G}(x,y) - D(x,y)$$

متوسط سایه خاکستری در تصویر بهره نهایی محاسبه شده که تصویر  $\bar{G}$  نامیده می‌شود. زمانی که تصویر خام اولیه  $[I_{row}(x,y)]$  به دست می‌آید. تصویر نهایی با معادله زیر محاسبه می‌گردد.

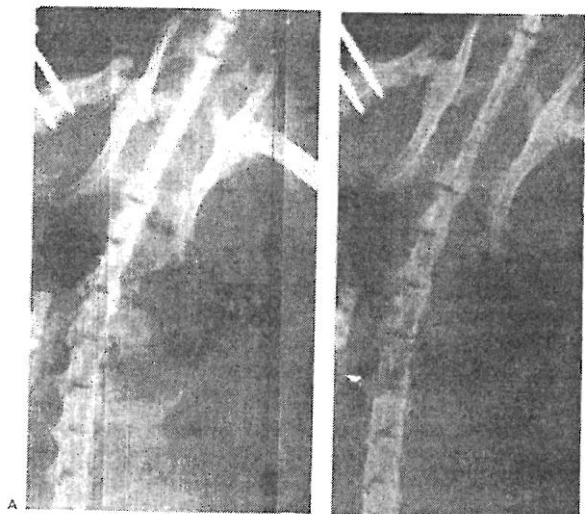
---

<sup>۱</sup>. Flat Field Image

$$I(x, y) = \frac{\bar{G}[I_{raw}(x, y) - D(x, y)]}{G(x, y)}$$

تمامی تصاویر دیجیتالی اشعه X با گیرنده‌های منفرد و جدا از هم از این روش‌های تصحیح استفاده می‌کنند. برای سیستم CR به دلیل اینکه یک سیستم گیرنده‌ی پیوسته و یکنواخت است تصحیح در هر ردیف از تصویر جهت از بین بردن اختلاف در میزان کارایی گیرنده‌ها به عمل آید. این روش درست مانند روش تصحیح ذکر شده در بالا برای از بین بردن آرتیفکت‌های تصویری حاصل از منفک بودن گیرنده‌ها می‌باشد، ولی فقط در یک جهت انجام می‌پذیرد.

شکل ۱۰-۱۲. تصویر خام (اولیه) و تصویر تصحیح شده به وسیله گیرنده‌های مسطح صفحه‌ای، A: نقاط واضح از محل اتصال گیرنده‌ها در تصویر دیده می‌شود. B: تصویر حاصل بعد از تصحیح به روش بهره‌تصویری، همان طور که مشاهده می‌گردد آرتیفکت‌ها از بین رفته و تصویری با کیفیت عالی به دست آمده است.



### پردازش عمومی

یکی از رایج‌ترین روش‌های پردازش تصویر در رادیولوژی به وسیله تغییر در ارتباط بین اعداد دیجیتالی و روشنایی تصویر نمایش داده شده می‌باشد. تغییر سطح و

پهنای پنجره<sup>۱</sup>، تصاویر دیجیتالی مثال‌هایی از این تغییرات می‌باشند. برگردان کنتراست تصویر نیز مثال دیگری از این نوع دستکاری‌ها می‌باشد. اینگونه تغییرات اغلب به وسیله سیستم نمایشگر انجام می‌پذیرد و نیازی به تغییر در اطلاعات تصویر به طور مستقیم نیست. معمولاً این تغییرات به وسیله حذف و اضافه نمودن یک کلیت سایه خاکستری به هر پیکسل تصویر و سپس استفاده از روش حدگیری صورت می‌گیرد. حد گرفته شده در تصویر قرار گرفته و بسته به برد دینامیکی سیستم (معمولاً ۲۵۶ سایه خاکستری ۸ بیت)، با توجه به حد بالا ( $T_{high}$ ) و حد پایین ( $T_{low}$ ) سایه خاکستری نمایش داده می‌شود.

$$\hat{I}(x,y) = b \times [I(x,y) - a]$$

$$\text{اگر } \hat{I}(x,y) > T_{high} \text{ پس } \hat{I}(x,y) = T_{high}$$

$$\text{اگر } \hat{I}(x,y) < T_{low} \text{ پس } \hat{I}(x,y) = T_{low}$$

a و b یک ارزش سایه خاکستری می‌باشد. باید توجه داشت که اگر b منفی باشد

کنتراست تصویر عکس می‌گردد.

پردازش تصویر براساس اعمال پیچیده ریاضی

---

<sup>۱</sup>. Windowing, Leveling

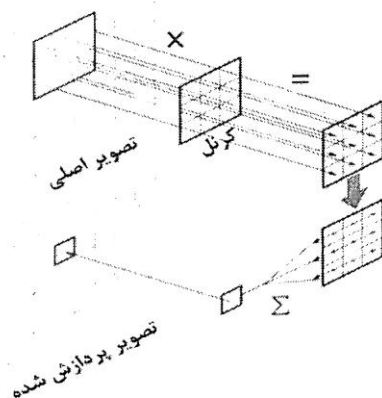


علم دستکاری تصاویر دیجیتالی اغلب با اعمال ریاضی که کانولوشن<sup>۱</sup> نامیده

می‌شود، همراه است و از نظر ریاضی به صورت زیر بیان می‌گردد:

$$g(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} I(\hat{x})h(x - \hat{x})dx$$

$I(\hat{x})$  داده،  $g(x)$  نتیجه و  $h(x)$  Convolution kernel می‌باشد.



شکل ۱۰-۱۳ نحو عمل کانولوشن بر روی تصویر دیجیتالی

نحو عملکرد کرنل کانولوشن می‌تواند تأثیر به‌سزایی بر روی تصویر پردازش شده

داشته باشد. به عنوان مثال طرح ساده  $3 \times 3$  از کرنل کانولوشن را در نظر می‌گیریم، اثر

و چگونگی ارزش این ۹ خانه را روی تصویر به دست آمده بررسی می‌کنیم. کرنل

نمایش داده شده در سمت چپ عمل دلتا<sup>۲</sup> نامیده می‌شود و اعمال ریاضی با این کرنل

هیچ اثری بر روی تصویر نخواهد داشت.

۰	۰	۰
۰	۱	۰
۰	۰	۰

۰	۰	۰
۱	۰	۰
۰	۰	۰

<sup>۱</sup>. Convolution

<sup>۲</sup>. Delta Function

با کرنل سمت راست تصویر قابل شیفیت به یک طرف به اندازه یک پیکسل می‌باشد. زمانی که تمام ارزش‌های کرنل مثبت و غیرصفر باشد. کرنل موجب محوی<sup>۱</sup> و ناواضحی تصویر می‌گردد. به عنوان مثال کرنل سمت چپ در زیر وضوح لبه‌ها را از بین برده، مقدار نویز را کاهش می‌دهد اما از میزان قدرت تفکیک می‌کاهد.

۱	۱	۱
۱	۱	۱
۱	۱	۱

$1 \div 9$	$1 \div 9$	$1 \div 9$
$1 \div 9$	$1 \div 9$	$1 \div 9$
$1 \div 9$	$1 \div 9$	$1 \div 9$

-۱	-۱	-۱
-۱	۹	-۱
-۱	-۱	-۱

زمانی که کرنل  $3 \times 3$  دارای اعداد مشابهی مانند آنچه در شکل قبل نشان داده شد، باشد جمع همه ارزش‌های سایه خاکستری در تصویر حاصل ۹ مرتبه بزرگتر از تصویر اولیه خواهد بود. برای تصحیح آن، تصویر حاصل باید پیکسل به پیکسل بر ۹ تقسیم گردد یا ارزش‌های هر خانه‌ی کرنل قبل از کانولوشن بر ۹ تقسیم شود. مواقعی که کرنل شامل هر دو اعداد مثبت و منفی باشد تصویر به جای لبه‌های محو دارای لبه‌های واضح<sup>۲</sup> می‌گردد.

فیلتر کانولوشن که برای وضوح لبه‌های تصویر به کار می‌رود مشابه کرنل به کار رفته در کانولوشن CT می‌باشد. برای به دست آوردن یک تصویر هماهنگ<sup>۳</sup> می‌توان تصویر محو را از تصویر اولیه تفریق نمود. تصویر اولیه شامل جزئیات تصویر با

<sup>۱</sup>. Blur

<sup>۲</sup>. Sharpe

<sup>۳</sup>. Harmonized Image

فرکانس‌های بالا و پایین می‌باشد، در تصویر محو جزئیات ساختمانی با فرکانس بالا فرونشانده<sup>۱</sup> می‌شود. تفاوت تصویر هماهنگ با تصویر اولیه مربوط به فرونشانی نواحی با فرکانس پایین تصویر و مشخص نمودن نواحی فرکانس بالا می‌باشد.

جهت برگرداندن تصویر به حالت اولیه از اعمال ریاضی عکس<sup>۲</sup> استفاده می‌گردد که مشابه همان اعمال راضی اولیه بوده ولی با کرنلی که به شکل عکس کرنل اول می‌باشد صورت می‌گیرد. به عنوان مثال اگر تصویر به وسیله کرنل  $K$  پردازش شده باشد برای بازگرداندن آن به حالت اول از کرنل  $K^{-1}$  استفاده می‌شود. البته این عمل سبب افزایش نویز تصویر می‌گردد.

### فیلتر میانه<sup>۳</sup>

پردازش با کرنل  $3*3$  پردازش متوسط ۹ پیکسل و قرار دادن این ارزش متوسط در پیکسل وسط تصویر جدید می‌باشد. این متوسط به وسیله یک عدد خیلی بالا یا پایین تحت تأثیر قرار می‌گیرد. در حالی که با استفاده از فیلتر میانه تأثیرپذیری از عدد بالا و پایین پیکسل خیلی کم می‌شود.

### پردازش چندگانه قدرت تفکیک

---

<sup>۱</sup>. Damp

<sup>۲</sup>. Deconvolution

<sup>۳</sup>. Median Filtering

روش دیگر پردازش تصویر روش پردازش چندگانه<sup>۱</sup> است، که پردازش قسمت به قسمت تصویر می‌باشد. به عنوان مثال یک ماتریس  $512 \times 512$  به تصاویر با اندازه‌های ماتریس متفاوت شکسته می‌شود، مانند  $256 \times 256$ ،  $128 \times 128$ ،  $64 \times 64$ ،  $32 \times 32$  و ... هر کدام از این ماتریس‌های کوچک تصویر با متوسط گرفتن از  $4 \times 4$  پیکسل مثلاً  $2 \times 2$  پیکسل از  $512 \times 512$  به  $256 \times 256$  تصویر و الی آخر تبدیل می‌گردند. سپس پردازش روی تصاویر کوچک انجام شده، تصاویر حاصل با هم یکی می‌گردند و به شکل ماتریس  $512 \times 512$  درمی‌آیند.

### تصویر دیجیتال در مقایسه با آنالوگ

تمام گیرنده‌های تصویری که به نام دیجیتال معرفی می‌شوند در مراحل اولیه سیگنال‌های آنالوگ تولید می‌کنند. در CR، تیوپ فتومولتی پلایر نور ساطع شده از فسفر را ردیابی می‌کند و به دنبال آن سیگنال‌های الکترونیکی تولید می‌شود. در سیستم‌های CCD و گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح هر گیرنده به پیکسل‌هایی تقسیم شده است و سیگنال‌های تولید شده در هر پیکسل یک بسته آنالوگ از شارژ الکتریکی می‌باشد که به وسیله مبدل آنالوگ به دیجیتال به سیگنال‌های دیجیتال تبدیل می‌گردد.

---

<sup>۱</sup>. Multiscale

CR به عنوان اولین سیستم دیجیتالی که در رادیوگرافی بیمارستانی مورد استفاده قرار گرفته مطرح می‌گردد و با دیجیتال رادیوگرافی متفاوت می‌باشد. رادیوگرافی کامپیوتری چگونگی پردازش تصویر را به روی دیجیتالی بیان می‌کند، که شامل توانایی در گرفتن تصویر، پردازش و نمایش اطلاعات تصویری می‌باشد. گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح فن‌آوری تولید تصویر را شرح می‌دهند. هر فن‌آوری دارای خصوصیات خاص خود، از قبیل مشخصات گیرنده، خصوصیات فیزیکی و نتایج بالینی می‌باشد.

مشخص‌ترین مزیت CR به FPD ثابت بودن سیستم خواننده آن بوده و به دلیل ارزان بودن صفحات تصویر آن تعداد زیادی از این صفحات قابل خریداری و استفاده می‌باشد و به علت داشتن دامنه پاسخ گسترده به اشعه برای رادیوگرافی پرتابل بسیار مناسب است. به طور معمول تعداد خواننده‌ها بستگی به مقدار بار کاری بخش داشته و می‌توان گفت که یک سیستم پاسخگوی کار سه اتاق رادیوگرافی است. در مقابل هزینه گیرنده‌های صفحه‌ای مسطح زیادی بوده و فقط برای یک اتاق رادیوگرافی قابل استفاده است. صفحات FPD به علت ظریف، حساس و شکننده بودن، برای رادیوگرافی پرتابل مناسب نمی‌باشند. کارایی موثر و مفید آن برای بخش‌های شلوغ رادیوگرافی قفسه سینه به علت سرعت کار بالای آن نسبت به CR و سیستم فیلم- صفحه می‌باشد.

## دوز بیمار

در هنگام استفاده از سیستم فیلم- صفحه اگر تابش بیش از حد لازم به بیمار داده شود به دلیل بالا رفتن دانسیته فیلم به فوریت می‌توان به اشتباه در انتخاب شرایط پی برد. ولی در سیستم‌های دیجیتالی به دلیل اینکه کامپیوتر کار پس پردازش‌های بعدی را انجام می‌دهد حتی با شرایط بالای تابش، تصویر قابل قبول خواهد بود. بدین ترتیب تا زمانی که کنترل کیفی دستگاه صورت نپذیرد، کاربر به اشتباه در انتخاب شرایط پی نخواهد برد.

تابش لازم برای ایجاد تصویر مناسب مستقیماً به کارایی جذب اشعه (DQE) مربوط می‌باشد. هر چه DQE بالاتر باشد مقدار استفاده مفید از اشعه X بیشتر خواهد بود و در نتیجه به تابش کمتری نیاز می‌باشد. سرعت در سیستم CR برابر سرعت سیستم فیلم- صفحه ۲۰۰ می‌باشد. در سیستم فیلم- صفحه برای رادیوگرافی اندام‌های فوقانی و تحتانی معمولاً مقدار تابش بیشتری نسبت به رادیوگرافی عمومی لازم است، که در CR هم همین طور است. ولی FPD مقدار تابش لازم را ۲ تا ۳ برابر در مقایسه با CR برای کیفیت‌های مشابه به تصویر در رادیوگرافی‌های بزرگسالان کاهش می‌دهد که به دلیل جذب و ضریب تبدیل بهتر اشعه می‌باشد.

## کنتراست در مقایسه با قدرت تفکیک فضایی در تصاویر دیجیتالی

وقتی که تصویر آنالوگ به اعداد دیجیتالی در ماتریس تصویر قسمت بندی می شود، مقایسه دو روش آنالوگ و دیجیتال صورت می گیرد. به عنوان مثال، تصویر ماموگرافی در سیستم فیلم - صفحه دارای قدرت تفکیک ۲۰ جفت خط در میلیمتر است. جهت به دست آوردن چنین قدرت تفکیکی در سیستم دیجیتال نیاز به پیکسل با اندازه ۲۵ میکرومتر که تعداد پیکسل های تصویر را به حدود  $7200 \times 9600$  می رساند، می باشد. این چنین تصویری با این تعداد پیکسل و قدرت تفکیک توسط هیچ مونیتوری قابل نمایش نبوده و نگهداری آن هزینه بالایی خواهد داشت. بنابراین تصاویر دیجیتالی دارای قدرت تفکیک کمتر برای ماموگرافی و رادیوگرافی های متداول در مقایسه با سیستم فیلم - صحنه معمول می باشند.

اما تصاویر به صورت دیجیتالی دارای مزایای عمده ای مانند، توانایی انتقال تصویر به روش الکترونیکی، تولید کپی کاملاً مشابه، نمایش تصویر در محل های مختلف در یک زمان و سیستم بایگانی ساده و ارزان می باشند.

سیستم دیجیتالی ممکن است تصاویری با قدرت تفکیک فضایی قابل مقایسه با سیستم فیلم - صفحه تولید نکند. ولی این تصاویر دارای قدرت تفکیک کنتراست بالاتری از سیستم فیلم - صفحه می باشند. تلفیق قدرت تفکیک کنتراست بهتر (به دلیل DQE

بہتر) و کنتراست بہتر (Window/Level) با ہم سبب بہبود تشخیص در بسیاری از  
آزمایشات بالینی می‌شود. بہ طور کلی بہبود قدرت تفکیک کنتراست و سایر مزایای  
DR، پایین بودن قدرت تفکیک فضایی تصویر را جبران می‌کند.

منابع :

۱ - تصویر سازی پیشرفته در رادیولوژی

۲ - درسنامہ رادیولوژی