

فاطمه اکبری

دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی مشهد

بی شک سرعت و اهمیت روزافزون الکترونیک در پیشرفت تمام شاخه های علمی بویژه علم پزشکی چشمگیر بوده است و در این بین شاخه رادیولوژی در بین دیگر شاخه های علوم پزشکی بدلیل داشتن زمینه های مساعدتر در جهت قبول تغییرات، بیش از سایر رشته ها در مسیر تحول قرار گرفته است و بیشترین سود و بهره وری را از جریان اپیدمی الکترونیکی شدن داشته است. در این راستا می توان به تحولات چند سال اخیر در رادیولوژی اشاره کرد که در کشورهای پیشرفته اتفاق افتاده است. در این کشورها خروجی تمام دستگاه های رادیولوژی بصورت دیجیتال می باشد بطوریکه تمام اطلاعات الکترونیکی بوده و دیگر نیاز به انبار کردن فیلم ها و سایر اطلاعات نیست. در ضمن این روش از دقت و سرعت زیاد و امنیت فوق العاده برخوردار می باشد.

تصویر برداری معمولی

فیلم رادیوگرافی معمولی داخل دهانی از دانه های هالید نقره که در یک لایه نازک از ژلاتین توزیع شده اند تشکیل شده است. وقتی این فیلم تحت تابش پرتوهای ایکس قرار می گیرد، در کریستال های هالید نقره تغییراتی ایجاد می شود که در مرحله ظهور منجر به سیاه شدن بخش هایی از فیلم می شود. در فیلم خارج دهانی از گیرنده های غیر مستقیم برای ثبت تصویر استفاده می شود. این فیلم ها به فوتونهای نوری که توسط صفحات تقویت کننده مجاور گسیل می شوند حساس می باشند. این فیلم هم به عنوان آشکارساز اشعه و هم نمایش گر تصویر عمل می کند [۱].

تصویر برداری دیجیتال

در رادیوگرافی دیجیتال به جای دانه های هالید نقره، تصویر به کمک پیکسل ها شکل می گیرد. این پیکسل ها گستره ای از سطوح خاکستری می باشند که بر خلاف توزیع تصادفی کریستال ها در فیلم، بصورت شبکه ها یا ردیف هایی مشخص روی سنسور منظم شده اند. بر خلاف فیلم، سنسورها فقط آشکارساز هستند و تصویر بر روی یک مانیتور نمایش داده می شود. سیگنال حاصل از سنسور، یک سیگنال آنالوگ است یعنی ولتاژی که به صورت تابعی از زمان تغییر می کند. سنسور به کامپیوتر متصل است و سیگنال در فواصل منظم نمونه برداری می شود. خروجی هر پیکسل به عدد تبدیل می شود. گستره اعداد از صفر تا ۲۵۶ می باشد که صفر بیانگر سیاه، ۲۵۶ بیانگر سفید و بقیه اعداد سطوح خاکستری می باشند. تعداد سطوح سیاه، مربوط به رزولوشن کنتراست و اندازه پیکسل ها مربوط به رزولوشن فضایی است و هر دو با هم رزولوشن کل را تعیین می کنند. رزولوشن را می توان به صورت تعداد جفت خط بر میلیمتر (lp/mm) بیان کرد [۲و۱].

* نویسنده مسئول: فاطمه اکبری

آدرس: گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد

akbari_fh@yahoo.com

تلفن: ۰۲۳۱۶-۸۰۰ (۵۱۱) +۹۸ نمابر: ۰۲۳۲۰-۸۰۰ (۵۱۱) +۹۸

۱- رادیوگرافی دیجیتال غیر مستقیم (IDR)

۲- رادیوگرافی دیجیتال مستقیم (DDR)

تبدیل سیستم های رادیولوژی آنالوگ به دیجیتال با دو تکنیک امکان پذیر است:

الف) استفاده از سیستم های سنسور مستقیم

این سنسور معمولاً یک CCD^۱ است که شامل شبکه ای از کریستال های سیلیکونی می باشد و انرژی اشعه ایکس را به طور مستقیم به سیگنال الکتریکی تبدیل می کند. این تکنولوژی بطور وسیعی در دوربین های ویدئویی به کار می رود. این سنسور نمی تواند اطلاعات را ذخیره کند و باید از طریق فیبر نوری به مانیتور وصل شود که باعث حجیم شدن سنسور می شود [۱]. چون حساسیت CCD ها به نور بیش از اشعه ایکس می باشد، اکثر کارخانه ها از یک لایه مواد تبدیل کننده اشعه ایکس به نور که مستقیماً روی سطح CCD را می پوشاند یا توسط فیبر اپتیک به سطح متصل می شود، استفاده می کنند. این امر کارایی جذب اشعه ایکس توسط آشکارساز را افزایش می دهد [۳]. بزرگترین مزیت این سیستم، بهره زمانی است چون تصویر مستقیماً روی یک صفحه کامپیوتر دیده می شود [۱].

ب) استفاده از سیستم های صفحه- تصویر غیر مستقیم

در این روش از یک فسفر قابل تحریک با فوتون (PSP)^۲ به عنوان گیرنده تصویر استفاده می شود که این نوع فسفر در حال حاضر از جنس فلوروبرماید باریم فعال شده با یورپیم (BafBr:EU) می باشد [۳]. صفحه پس از تابش انرژی را ذخیره می کند تا یک تصویر پنهانی ایجاد گردد. وقتی این تصویر پنهانی بوسیله یک دسته پرتو لیزر که معمولاً از نوع هلیوم- نئون با طول موج ۶۰۰ نانومتر می باشد، اسکن می شود الکترونهاى گرفتار شده ضمن تابش نور به باند ظرفیت باز می گردند. نور گسیل شده از صفحه توسط لامپ تقویت کننده نوری دریافت و به سیستم الکتریکی آنالوگ تبدیل می شود. این سیگنال آنالوگ تقویت شده و به یک سیگنال دیجیتال تبدیل و در کامپیوتر ذخیره می شود. این تکنولوژی به نام "تصویر بدون فیلم" یا "کامپیوتر رادیولوژی" معروف است [۱ و ۳].

زمان اسکن یک تصویر پانورامیک حدود ۳ دقیقه می باشد. اگرچه صفحات می توانند برای چند روز انرژی را ذخیره کنند اما دقایقی پس از اکسپوزر اطلاعات شروع به کاهش و از بین رفتن می کند و توصیه می شود که صفحات را به سرعت اسکن کرد. زمانی که تصویر در مانیتور مشاهده می شود، برای رادیوگرافی بعدی باید تصویر از روی صفحه پاک شود. برای پاک کردن کامل تصویر پنهان، باید صفحه را با نور شدید لامپ های تخلیه سدیم و یا نور فلورسنت تابش داد. این صفحات فقط در سایزهای استاندارد فیلم های معمولی موجود بوده و برای هزاران اکسپوزر قابل استفاده مجدد می باشند. این صفحات را باید با دقت در دست گرفت تا از آسیب های سطحی جلوگیری شود. رزولوشن فضایی سیستم های موجود ۸-۶ جفت خط بر میلیمتر می باشد [۱].

1- Indirect Digital Radiography
2- Direct Digital Radiography
3- Charge-Coupled Device
4- Photostimulable Phosphor Plate

سیستم های فیلم- صفحه دارای دامنه دوز ثابت، پاسخ غیر خطی سیاه و سفید و پتانسیل محدود برای کاهش دوز بیماران می باشند. این فاکتورها اطلاعاتی را که باید بر روی فیلم ثبت شود محدود می کند. در این سیستم ها کنتراست تصویر را پس از ظهور نمی توان تغییر داد. از طرف دیگر فیلم گران است، برای ظهور آن از مواد شیمیایی استفاده می شود، نگهداری دراز مدت آن دشوار است و مهمتر اینکه SFR با سیستم های آرشیو و انتقال تصاویر (PACS)^۳ سازگار نیست.

صفحات فسفر دو تا چهار برابر سریعتر از فیلم- صفحه می باشند. کارایی بیشتر موجب دوز کمتری برای بیمار می شود [۴] بطوریکه ۴۳٪ کاهش دوز موثر در رادیوگرافی دیجیتال پانورامیک نسبت به رادیوگرافی معمولی مشاهده گردیده است [۵]. از دیگر مزایای سیستم های دیجیتال می توان به پاسخ خطی، قابلیت استفاده مجدد، امکان پردازش تصویر پس از ثبت و دستیابی الکترونیکی به تصویر در شبکه اشاره کرد. فیلم معمولی با گذشت زمان فاسد می شود و از بین می رود ولی این مشکل برای تصاویر دیجیتال وجود ندارد. سیستمهای دیجیتال در مقایسه با SFR دارای رزولوشن فضایی محدود می باشند که البته با تکنیک های بزرگنمایی می توان بر این محدودیت غلبه کرد [۴]. کارل فورمن و همکارانش در ۱۹۸۷ صفحات ذخیره کننده فسفر را با فیلم های معمولی کیفیت بالا مورد مقایسه قرار دادند. نتایج این مطالعه حاکی از آنست که تصاویر صفحات ذخیره کننده فسفر از نظر کیفیت، رزولوشن و وضوح تصویر در مقایسه با تصاویر معمولی دارای برتری می باشد [۶]. در ۲۰۰۸ نیز لیگیا بوتوتا و همکارانش کیفیت تصاویر فیلم های معمولی و تصاویر دیجیتال غیر مستقیم را مورد ارزیابی قرار دادند. بررسی آنها نشان داد که فقط ۶۴/۵٪ تصاویر فیلم های معمولی دارای کیفیت خوب هستند، در حالیکه ۱۰۰٪ تصاویر دیجیتال دارای کیفیت خوب می باشند [۷].

عوامل تاثیر گذار بر کیفیت تصاویر دیجیتال

۱- رزولوشن فضایی

هرچه تعداد پیکسل هایی که ماتریکس دیجیتال را می سازند بیشتر باشد رزولوشن فضایی نیز بالاتر است. چشم انسان جزئیات را تا حد ۱×۱ میلی متر مربع تشخیص می دهد. برای کسب حداکثر اطلاعات قابل مشاهده در تصویر دیجیتال علاوه بر داشتن رزولوشن فضایی کافی، اندازه پیکسل ها نیز نباید بزرگتر از ۱ میلی متر باشد. به هر حال برای هر کاربردی اندازه مطلوب پیکسل ها آنقدر باید کوچک باشد تا دقت تشخیصی مطلوبی را سبب شود و در عین حال نیازهای ذخیره سازی اطلاعات را تا یک سطح قابل قبول حفظ نماید [۲]. امروزه آشکارسازهای CCD که دارای بالاترین وضوح برای تصاویر دندانپزشکی می باشند، اندازه های پیکسل حدود ۲۰ میکرون دارند. حداقل دو پیکسل برای تفکیک یک جفت خط مورد نیاز است، یکی برای خط و یکی برای فضا. در صورتی که اندازه پیکسل ها ۲۰

1-Screen-Film Radiography
2-Digital Radiography
3-Picture Archiving and Communication System

میکرون باشد، وضوح ۲۵ جفت خط بر میلیمتر به طور نظری می تواند بدست آید. مشاهده کنندگان معمولاً قادر به تشخیص حدود ۶ جفت خط بر میلیمتر بدون مزیت بزرگنمایی می باشند. فیلم داخل دهانی قادر به تامین وضوح بیش از ۲۰ جفت خط بر میلیمتر است [۳].

۲- دانسیته نوری

کیفیت تصویر دیجیتال به تعداد سایه های خاکستری به ویژه دامنه خاکستری ناحیه مورد بررسی روی تصویر رادیوگرافی بستگی دارد. می توان با استفاده از تکنیک هایی که سبب حداکثر استفاده از مقیاس خاکستری موجود می شود کیفیت تصویر را افزایش داد و به این طریق کیفیت تشخیصی آن را بهبود بخشید [۲]. آشکارسازهای دیجیتال می توانند از نظر تئوری ۲۵۶ تا ۶۵۵۳۶ دانسیته مختلف را ثبت کنند. مانیتورهای کامپیوتر معمولی قادر به آشکارسازی یک دامنه خاکستری تنها ۸ بیتی می باشند. سیستم بینایی انسان قادر به افتراق تنها حدود ۶۰ سطح خاکستری در هر زمان تحت شرایط ایده آل است [۳].

۳- دامنه تصویر

قابلیت گیرنده تصویر برای ثبت گستره اکسپوزرهای متفاوت پرتو ایکس دامنه تصویر نامیده می شود. کیفیت مطلوب در گیرنده های تصویر داخل دهانی عبارتست از توانایی ثبت دانسیته های مختلف بافتی از لثه تا مینا. دامنه تغییر دانسیته های قابل استفاده فیلم رادیوگرافی از ۰/۵-۲/۵ در مقیاس اندازه گیری متفاوت می باشد. در واقع دامنه تغییرات دینامیک فیلم تا حد ۴ واحد در مقیاس اندازه گیری قابل گسترش است ولی دانسیته های ۳ و ۴ که تنها یک هزارم و یک ده هزارم نور اولیه را عبور می دهند، بدون منبع نوری شدید و منابع مخصوص پر نور، از دانسیته ۲/۵ قابل افتراق نیستند. گیرنده های PSP نسبت به گیرنده های CCD و CMOS^۱ دامنه تصویری بزرگتری را ارائه می کنند [۳].

۴- نمایش تصویر

با پیشرفت های تکنولوژی می توان بر محدودیت های کیفیت تصویر ناشی از اندازه پیکسل و مقیاس های خاکستری غلبه کرد. رزولوشن فضایی مانیتور که از طریق آن تصویر نشان داده می شود عاملی موثر در کیفیت تصاویر دیجیتال است [۵]. اخیراً مانیتورهای دارای صفحه نمایش کریستال مایع (LCD)^۲ که تصاویر دیجیتال را در فرمت اصلی پیکسل ها و بیت هایشان نشان می دهند استفاده گسترده ای پیدا کرده اند. صفحه نمایش انحنادار مانیتورهای CRT^۳ حجیم نمی تواند با سطح صاف و طراحی ظریف مانیتورهای LCD مقایسه شود. مانیتورهای LCD خلا تکنولوژی بین تصاویر دیجیتال و رزولوشن به نمایش گذاشته شده توسط مانیتورهای شیشه ای را کاهش می دهند. هر چند کیفیت مانیتورها تا حد زیادی در هر دو گروه متفاوت است هیچ یک از آن ها نمی توانند تصاویر دیجیتال را با آن سطح از رزولوشن فضایی و دانسیته نوری که سیستم های دیجیتال قادر به تهیه آن هستند نمایش دهند [۲].

1- Complementary Metal Oxide Semiconductors

2- Liquid Crystal Display

3- Cathode Ray Tube

۵- چاپ تصویر

برای هر نوع تکنولوژی، وضوح چاپ به صورت تعداد نقطه در اینچ^۱ (DPI) تعریف می شود. یک چاپگر با تعداد DPI بالاتر قادر به رسوب دادن جوهر به صورت متراکم تری نسبت به چاپگر با DPI پایین تر می باشد. در نتیجه چاپگرهای با DPI بالاتر می توانند اجسام کوچکتر را چاپ کنند و بنابراین بیان می گردد که وضوح بالاتری دارند. وضوح رادیوگرافی دیجیتال با چاپ تصویر توسط چاپگر با وضوح بالاتر افزایش نمی یابد[۳].

تشکر و قدردانی

با تشکر از آقای دکتر محمدتقی بحرینی طوسی که این متن با راهنمایی های ایشان تهیه گردیده است.

منابع:

1. Brennan J. An introduction to digital radiography in dentistry. J Orthod 2002;29: 66-9.
2. Jacobson A. Radiographic cephalometry from basics to 3-D imaging. 2. Tehran:Shayan nemodar;2006. [in Persian]
3. White S. Oral radiology principles and interpretation. 5. Tehran: shayan nemodar;2004. [in Persian]
4. Bansal J G. Digital radiography. A comparison with modern conventional imaging. Postgrad Med J 2009;82: 425-8.
5. Gavala S, Donta C, Tsiklakis K, Boziari A, Kamenopoulou V, Stamatakis H C. Radiation dose reduction in direct digital panoramic radiography EJR 2008; 1-7.
6. Fuhrman C, Gur D, Good B, Rockette H, Cooperstein L A, Feist J H. Storage phosphor radiographs vs conventional films: Interpreters' perceptions of diagnostic quality. AJR 1988;150:1011-14.
7. Schmitd L B, Lima T, Chinellato L, Bramante C, Garcia R, Moraes I, et al. Comparison of radiographic measurements obtained with conventional and indirect digital imaging during endodontic treatment. J Appl Oral Sci 2008;16(2):167-70.

1- Dots Per Inch