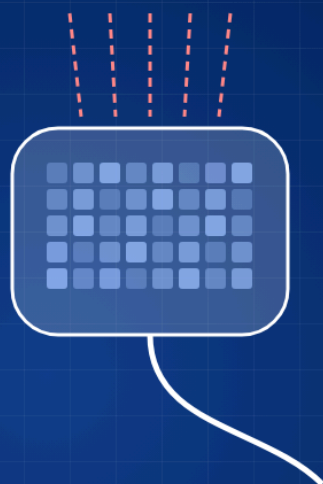


آشکارساز دیجیتال داخل دهانی: اصول فیزیکی CCD، CMOS و PSP

تیم تحریریه علمی چاوش طب آذین · آخرین به روزرسانی: ۱۴۰۵/۰۸/۰۷ · chavoshteb.ir/intraoral-digital-detectors-cmos-ccd-ppsp

فصل ۴ · سنسور و اسکنر



آشکارسازهای دیجیتال داخل دهانی

اصول فیزیکی CCD، CMOS و صفحات فسفری تحریک پذیر (PSP)

دانشنامه تخصصی رادیولوژی دهان، فک و صورت

CHAVOSH TEB AZIN
— Since 2014 —

پاسخ کوتاه: آشکارساز دیجیتال داخل دهانی در دو خانواده اصلی ساخته می شود: حسگرهای حالت جامد (CCD و CMOS) که تصویر را بی درنگ و با تبدیل غیرمستقیم پرتو به نور و سپس بار الکتریکی ثبت می کنند، و صفحات فسفری تحریک پذیر (PSP) که انرژی را ذخیره و با لیزر خوانده می شوند. در کارآزمایی بالینی Kamburoğlu و همکاران، CMOS زمان کل تصویربرداری را کوتاه تر کرد، اما راحتی بیمار با PSP تفاوت معناداری نداشت.

خلاصه در یک نگاه (TL;DR)

- رادیوگرافی داخل دهانی، چه با CMOS و چه با PSP، همچنان بهترین وضوح فضایی را در میان روش‌های روتین دندان‌پزشکی دارد [۴].
- زمان کل یک سری ۹ تصویری: ۱۶۷/۰۷ ثانیه با CMOS در برابر ۲۳۴/۰۵ ثانیه با PSP [۴].
- میانگین امتیاز راحتی بیمار: ۴/۵۷ برای CMOS و ۴/۴۸ برای PSP، بدون تفاوت معنادار [۴].
- PSP در بازه وسیع‌تری از تابش (۹۱ تا ۹۴۰۰ میکروگری در یک مطالعه) کیفیت قابل قبول ارائه می‌کند [۵].
- حد نظری وضوح از اندازه پیکسل تبعیت می‌کند: پیکسل ۱۹/۵ میکرومتری معادل ۲۵/۶ جفت خط بر میلی‌متر است [۸].

این مقاله ستون خوشه «آشکارسازهای داخل دهانی» در فصل چهارم دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین است. پیشینه تاریخی گذار از فیلم به دیجیتال در مقاله تاریخچه رادیولوژی دهان و فک و فیزیک آشکارسازهای مسطح در CBCT در مقاله فیزیک CBCT بررسی شده است.

آشکارساز دیجیتال داخل دهانی چیست و چه انواعی دارد؟

آشکارساز دیجیتال داخل دهانی گیرنده‌ای است که الگوی پرتو عبوری از دندان و استخوان را به داده دیجیتال تبدیل می‌کند. دو حالت اصلی وجود دارد: رادیوگرافی دیجیتال مستقیم (DR) با حسگرهای حالت جامد CCD یا CMOS که تصویر را بی‌درنگ نمایش می‌دهند، و رادیوگرافی محاسباتی (CR) با صفحات فسفری تحریک‌پذیر که پس از تابش در دستگاه خوانشگر جداگانه با لیزر اسکن می‌شوند.

Kamburoğlu و همکاران این تقسیم‌بندی را چنین توصیف می‌کنند: سامانه‌های CR از صفحات فسفری ذخیره‌ساز با فرایند خوانش جداگانه استفاده می‌کنند، در حالی که DR پرتو ایکس را با فرایند خوانش مستقیم به بار الکتریکی تبدیل می‌کند [۴]. نخستین سامانه دیجیتال مستقیم داخل دهانی، RadioVisioGraphy، در سال ۱۹۸۴ معرفی شد و پایه نظری PSP نیز با کار Sonoda و همکاران در ۱۹۸۳ در رادیولوژی عمومی شکل گرفت [۴][۷]. محصولات امروزی هر دو خانواده در دسته تصویربرداری داخل دهانی قابل مشاهده‌اند.

جدول ۱ – مقایسه اصول فیزیکی سه فناوری آشکارساز داخل دهانی

ویژگی	CCD	CMOS	PSP
نوع سامانه	DR (مستقیم، بی‌درنگ)	DR (مستقیم، بی‌درنگ)	CR (محاسباتی، خوانش جداگانه)
تبدیل پرتو	غیرمستقیم: سینتیلاتور ← نور ← بار الکتریکی	غیرمستقیم: سینتیلاتور ← نور ← بار الکتریکی	ذخیره انرژی در بلور BaFX:Eu و آزادسازی با لیزر
خوانش بار	انتقال پی‌درپی بار به تقویت‌کننده خروجی	خوانش مستقل هر پیکسل؛ مبدل آنالوگ به دیجیتال روی تراشه	اسکن لیزری و ثبت نور با فتومولتی‌پلایر یا فتودیود در خوانشگر
ضخامت و انعطاف	ضخیم و سخت	ضخیم و سخت	نازک، مشابه ابعاد فیلم
زمان دستیابی تصویر	چند ثانیه پس از تابش	چند ثانیه پس از تابش	نیازمند انتقال صفحه به خوانشگر

منابع: Kamburoğlu و همکاران ۲۰۲۲^[۴]؛ Sonoda و همکاران ۱۹۸۳^[۷]؛ مشخصات سازندگان^{[۸][۹]}

حسگرهای CCD و CMOS چگونه پرتو ایکس را به تصویر تبدیل می‌کنند؟

هر دو حسگر معمولاً از تبدیل غیرمستقیم استفاده می‌کنند: لایه سینتیلاتور فوتون‌های پرتو ایکس را به فوتون‌های نور مرئی تبدیل می‌کند و فتودیودهای سیلیکونی نور را به بار الکتریکی تبدیل می‌کنند. تفاوت اصلی در خوانش است؛ در CCD بار پیکسل‌ها به ترتیب به یک خروجی منتقل می‌شود، اما در CMOS هر پیکسل جداگانه خوانده می‌شود و مدار تبدیل آنالوگ به دیجیتال روی خود تراشه قرار دارد.

به گفته Kamburoğlu و همکاران، فناوری CMOS قادر به یکپارچه‌سازی مدار تبدیل آنالوگ به دیجیتال روی تراشه است و سیگنال دیجیتال را بدون مبدل خارجی تولید می‌کند؛ بنابراین تصویر چند ثانیه پس از تابش در دسترس است. ولتاژ هر ترانزیستور جداگانه خوانده می‌شود و به صورت یک مقدار خاکستری ظاهر می‌شود^[۴]. همین منبع یادآور می‌شود که عیب حسگرهای CMOS ضخامت آن‌هاست؛ حجیم و سخت بودن ممکن است موجب ناراحتی بیمار و مشکل در قرار دادن حسگر شود^[۴].

ساختار لایه‌ای سنسور حالت جامد داخل دهانی (تبدیل غیرمستقیم)

پرتو ایکس - نور مرئی - بار الکتریکی - سیگنال دیجیتال



بر اساس Kamburoğlu et al. ۲۰۲۲؛ Pauwels et al. ۲۰۱۵؛ مستندات فنی DEXIS IXS

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین - chavoshteb.ir

شکل ۱ - ساختار لایه‌ای و تبدیل غیرمستقیم در حسگرهای حالت جامد (شماتیک آموزشی)

نقش سینتیلاتور CsI و صفحه فیبر نوری چیست؟

در بسیاری از حسگرهای CMOS امروزی، لایه سینتیلاتور از یدید سزیم (CsI) ساخته می‌شود و بین آن و تراشه سیلیکونی صفحه‌ای از فیبرهای نوری قرار می‌گیرد. سینتیلاتور پرتو را به نور تبدیل می‌کند و فیبرهای نوری نور را به سمت فتودیودها هدایت می‌کنند و در عین حال بخشی از فوتون‌های پرتو ایکس عبوری را پیش از رسیدن به سیلیکون جذب می‌کنند. نتیجه، حفظ وضوح و محافظت از تراشه است.

به عنوان نمونه مستند، برگه مشخصات سازنده حسگرهای DEXIS IXS فناوری حسگر را «CMOS بهبودیافته (سینتیلاتور CsI همراه با فیبرهای نوری)» معرفی می‌کند؛ با اندازه پیکسل ۱۹/۵ میکرومتر، ۱/۶ میلیون پیکسل (۱۰۲۶ در ۱۵۳۹) در سایز ۱ و ۲/۴ میلیون پیکسل (۱۳۲۴ در ۱۸۴۲) در سایز ۲، و وضوح نظری ۲۵/۶ و وضوح قابل مشاهده بیش از ۲۰ جفت خط بر میلی‌متر [۱]. صفحه محصول سنسور RVG DEXIS و دسته سنسورهای RVG نمونه‌هایی از این فناوری را نشان می‌دهند.

صفحات فوسفری تحریک‌پذیر (PSP) چگونه کار می‌کنند؟

لایه آشکارساز PSP از بلورهای فلوروهالید باریم آلائیده با یوروپیم تشکیل شده است. هنگام تابش، انرژی پرتو ایکس در این بلورها جذب و به‌طور موقت ذخیره می‌شود. سپس خوانشگر لایه را با پرتو لیزر پراثری روبش می‌کند و انرژی

ذخیره‌شده به شکل نوری با طول موج متفاوت از لیزر آزاد می‌شود. این نور اندازه‌گیری و به تصویر دیجیتال تبدیل می‌شود و صفحه پس از پاک‌سازی دوباره قابل استفاده است.

این سازوکار مستقیماً از اصلی گرفته شده که Sonoda و همکاران در ۱۹۸۳ با عنوان «لومینسانس تحریک‌شده با لیزر روبشی» معرفی کردند [۷]. صفحات PSP هم‌شکل و هم‌اندازه فیلم‌های متعارف‌اند، اما از فیلم سخت‌ترند و برخی از آن‌ها در پوشش پلاستیکی با لبه‌های تیز قرار می‌گیرند که خم کردن گوشه‌ها را ناممکن می‌کند [۴]. چرخه کامل شامل تابش، انتقال به خوانشگر، روبش لیزری، پاک‌سازی با نور و استفاده مجدد است.

چرخه کاری صفحه فسفری تحریک‌پذیر (PSP)

تصویر نهفته در بلورهای فلوروهالید باریم آلائیده با یوروپیوم ذخیره و با لیزر خوانده می‌شود



بر اساس Sonoda et al. ۱۹۸۳; Kamburoğlu et al. ۲۰۲۲

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir

شکل ۲ - چرخه خوانش صفحه فسفری تحریک‌پذیر (شماتیک آموزشی)

مشخصات فنی یک سامانه PSP امروزی چگونه است؟

اسکنرهای PSP امروزی معمولاً اندازه پیکسل قابل انتخاب، عمق بیت بالا و صفحات در اندازه‌های صفر تا سه دارند. برای نمونه، برگه مشخصات DEXIS Scan eXam One پیکسل ۳۰ یا ۶۰ میکرومتر، وضوح اسکن ۱۷ جفت خط بر میلی‌متر و عمق ۱۶ بیت را ذکر می‌کند. بروشور SOREDEX DIGORA Optime نیز پیکسل ۳۵ و ۶۴ میکرومتر، عمق ۱۴ بیت و وضوح واقعی ۱۴/۳ جفت خط بر میلی‌متر را گزارش می‌کند.

جدول ۲ – مشخصات اعلام شده سازندگان برای نمونه‌هایی از آشکارسازهای داخل دهانی

سامانه	فناوری	اندازه پیکسل	وضوح اعلام شده (lp/mm)	سایر مشخصات	منبع
DEXIS IXS (سایز ۱ و ۲)	CMOS با Csi و فیبر نوری	۱۹/۵ میکرومتر	نظری ۲۵/۶؛ قابل مشاهده بیش از ۲۰	۱/۶ و ۲/۴ میلیون پیکسل	[۸]
ACTEON USENSE	CMOS	۲۰ میکرومتر	—	سایز ۱: ۱۵۰۰×۱۰۰۰ پیکسل؛ سایز ۲: ۱۷۰۰×۱۳۰۰ پیکسل	[۳]
DEXIS Scan eXam One	PSP	۳۰ یا ۶۰ میکرومتر	۱۷	۱۶ بیت؛ صفحات سایز ۰ تا ۳ (۳۱×۲۲ تا ۵۴×۲۷ میلی‌متر)	[۹]
SOREDEX DIGORA Optime	PSP	۳۵ یا ۶۴ میکرومتر	۱۴/۳ (واقعی)	۱۴ بیت؛ زمان خوانش ۴/۳ تا ۷/۵ ثانیه	[۲]

مقادیر بر اساس اسناد سازندگان است و در شرایط آزمون یکسان مقایسه نشده‌اند. فهرست مقایسه‌ای حسگرهای تجاری در Dentalcompare [۱] در دسترس است.

نمونه‌های PSP در دسته سنسورهای فسفریلیت و صفحه اسکنر فسفریلیت DEXIS آمده‌اند؛ مشخصات حسگر USENSE نیز در صفحه محصول آن قابل بررسی است.

وضوح فضایی آشکارسازها چگونه تعیین و تفسیر می‌شود؟

حد نظری وضوح یک آشکارساز دیجیتال با فرکانس نایکوئیست تعیین می‌شود: جفت خط بر میلی‌متر برابر است با هزار تقسیم بر دو برابر اندازه پیکسل بر حسب میکرومتر. بنابراین پیکسل ۱۹/۵ میکرومتری حدود ۲۵/۶، پیکسل ۳۰ میکرومتری حدود ۱۷ و پیکسل ۳۵ میکرومتری حدود ۱۴/۳ جفت خط بر میلی‌متر می‌دهد. وضوح واقعی به دلیل پخش نور در سینتیلاتور، نویز و پردازش معمولاً کمتر است.

این رابطه توضیح می‌دهد چرا مقادیر اعلام شده سازندگان با یکدیگر همخوان‌اند: سازنده DEXIS IXS برای پیکسل ۱۹/۵ میکرومتر وضوح نظری ۲۵/۶ و وضوح قابل مشاهده «بیش از ۲۰» جفت خط بر میلی‌متر اعلام می‌کند [۸] و Kamburoglu و همکاران نیز برای حسگر CMOS مورد مطالعه خود (۱۹/۵ میکرومتر) همان ۲۵/۶ و برای اسکنر PSP (پیکسل ۳۵ میکرومتر در حالت فوق‌وضوح) ۱۴/۳ جفت خط بر میلی‌متر را گزارش کرده‌اند [۴]. فاصله میان وضوح نظری و قابل مشاهده، دلیل اهمیت اندازه‌گیری‌های عینی مانند تابع انتقال مدولاسیون (MTF) است که در مقالات آینده این خوشه بررسی می‌شود.

"Intraoral imaging, whether using CMOS or PSP detectors, continues to provide the best spatial resolution of any imaging method currently available in routine clinical dental practice."

«تصویربرداری داخل دهانی، چه با آشکارساز CMOS و چه با PSP، همچنان بهترین وضوح فضایی را در میان همه روش‌های تصویربرداری موجود در عمل روتین بالینی دندان‌پزشکی فراهم می‌کند.»

— Kamburoğlu و همکاران، [۴] ۲۰۲۲، Imaging Science in Dentistry

دامنه دینامیک و عرض تابش در CMOS و PSP چه تفاوتی دارد؟

عرض تابش (Exposure latitude) بازه‌ای از دوز است که در آن آشکارساز تصویر قابل‌قبول بالینی تولید می‌کند. در مطالعه Borg و همکاران روی گستره تابش ۹۱ تا ۹۴۰۰ میکروگری، سامانه‌های PSP در بازه وسیعی از دوزها کیفیت تصویر قابل‌قبول داشتند، در حالی که بهترین حسگر حالت جامد بالاترین کیفیت ذهنی را ارائه کرد اما در باریک‌ترین بازه تابش. این یعنی حسگرها به تنظیم دقیق‌تر تابش نیاز دارند.

پیامد بالینی عرض تابش وسیع دوگانه است: از یک سو خطای تنظیم تابش کمتر به تصویر غیرقابل‌قبول منجر می‌شود و از سوی دیگر ممکن است بیش‌تابش پنهان بماند، زیرا نرم‌افزار روشنایی تصویر را جبران می‌کند. به همین دلیل پایش منظم پارامترهای تابش، صرف‌نظر از نوع آشکارساز، بخشی از برنامه تضمین کیفیت است [۵][۶].

شواهد بالینی درباره کارایی CMOS در برابر PSP چه می‌گویند؟

کارآزمایی بالینی Kamburoğlu و همکاران روی ۵۸ بیمار (۲۵ زن و ۳۳ مرد) و مجموعاً ۱,۰۴۴ تصویر، هر نیم‌قوس را با یکی از دو آشکارساز تصویربرداری کرد. میانگین زمان کل یک سری با CMOS ۱۶۷/۰۷ ثانیه و با PSP ۲۳۴/۰۵ ثانیه بود. تفاوت عمده‌تر از مرحله تابش و دستیابی تصویر ناشی می‌شد. امتیاز راحتی بیمار تفاوت معناداری نداشت و کیفیت ذهنی تصاویر CMOS بالاتر ارزیابی شد.

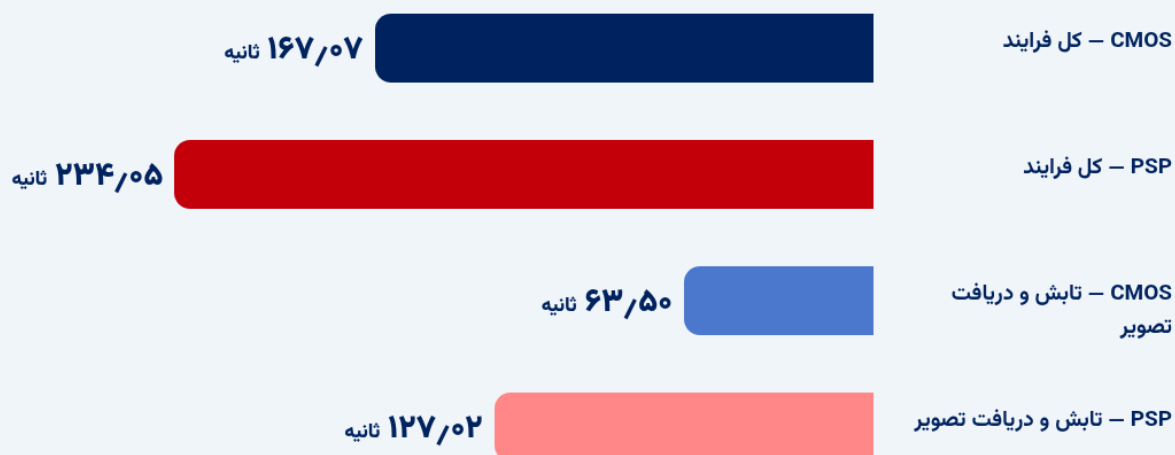
جدول ۳ – نتایج کلیدی کارآزمایی بالینی مقایسه CMOS و PSP (Kamburoğlu و همکاران، ۲۰۲۲)

شاخص	CMOS	PSP	معناداری
زمان کل یک سری ۹ تصویری (ثانیه)	$13/84 \pm 167/07$	$11/89 \pm 234/05$	P کمتر از ۰/۰۵
زمان تابش و دستیابی تصویر (ثانیه)	$1/58 \pm 63/50$	$2/82 \pm 127/02$	P کمتر از ۰/۰۵
میانگین امتیاز راحتی بیمار	۴/۵۷	۴/۴۸	غیرمعنادار
میانگین امتیاز رفلکس تهوع	۱/۲۷	۱/۲۵	غیرمعنادار
درصد آرتیفکت حرکتی	۲/۴٪	۱/۵٪	—
درصد برش مخروطی (Cone-cut)	۱۳/۴٪	۱۸/۳٪	P کمتر از ۰/۰۵

منبع: [۴] Kamburoğlu K, et al. Imaging Sci Dent. ۲۰۲۲

زمان بالینی یک سری ۹ تصویری: CMOS در برابر PSP

کارآزمایی بالینی روی ۵۸ بیمار و ۱,۰۴۴ تصویر (Kamburoğlu و همکاران، ۲۰۲۲)



منبع: Kamburoğlu K et al. Imaging Sci Dent ۲۰۲۲;۵۲:۹۳-۱۰۱

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavosh.teb.ir

شکل ۳ – زمان کل و زمان تابش و دستیابی تصویر با CMOS و PSP (داده‌های Kamburoğlu و همکاران، ۲۰۲۲)

در کل مطالعه ۵۷ تکرار تصویربرداری در ۱,۰۴۴ تصویر لازم شد که علت آن‌ها برش مخروطی شدید و آرتیفکت حرکتی بیمار یا آشکارساز بود [۴]. نویسندگان بیشتر بودن آرتیفکت حرکتی با CMOS را به ساختار حجیم حسگر و احتمال تحریک رفلکس

تهوع، و بیشتر بودن برش مخروطی با PSP را به لبه‌های تیز صفحه و تغییر وضعیت سر بیمار نسبت می‌دهند [۴]. نکته مهم آن است که هر دو آشکارساز در این مطالعه از یک سازنده بودند و نتایج لزوماً به همه محصولات تعمیم‌پذیر نیست.

آیا دیجیتال شدن همیشه دوز و زمان را کاهش می‌دهد؟

نه لزوماً. Kamburoğlu و همکاران در مرور مقدمه خود گزارش می‌کنند که دوزهای گیرنده‌های دیجیتال داخل دهانی در مطالعات پیشین ۵۰ و ۸۰ درصد کمتر از روش‌های آنالوگ گزارش شده است. اما مرور سیستماتیک Wenzel و Møystad نشان داد که دیجیتالی شدن احتمالاً زمان کار را کاهش می‌دهد، ولی کاهش دوز لزوماً محقق نمی‌شود و تعداد تکرارها و ناراحتی بیمار با حسگرها ممکن است بیشتر باشد.

“Not all of the predicted advantages with digital compared to film-based radiography hold true in daily clinical work.”

«همه مزایای پیش‌بینی‌شده رادیوگرافی دیجیتال نسبت به فیلم، در کار روزمره بالینی صادق نیستند.»

— A. Møystad و A. Wenzel، مرور سیستماتیک، [۴] ۲۰۱۰، Acta Odontologica Scandinavica

مرور Wenzel در ۲۰۰۶ نیز بر نیاز مداوم به ارزیابی سامانه‌های جدید در شرایط بالینی تأکید کرد [۵]. از دید رادیولوژیست، انتخاب میان CMOS و PSP به ترکیب نیازها بستگی دارد: حجم کار و نیاز به تصویر فوری، تحمل بیمار، اندازه‌های موردنیاز (از جمله اکلوزال)، الزامات کنترل عفونت و مدیریت فرسودگی صفحات.



تصاویر: بروشورهای سازنده DEXIS (سنسور IXS و اسکنر Scan eXam One)



دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین - chavoshteb.ir

شکل ۴ - نمونه حسگر CMOS و اسکنر PSP (تصاویر از بروشورهای سازنده DEXIS)

پرسش‌های متداول

تفاوت اصلی آشکارسازهای CMOS و CCD چیست؟

هر دو حسگر حالت جامد با تبدیل غیرمستقیم پرتو به نور و سپس بار الکتریکی هستند. تفاوت در خوانش است: در CCD بار پیکسل‌ها به ترتیب به خروجی منتقل می‌شود، اما در CMOS هر پیکسل جداگانه خوانده می‌شود و مبدل آنالوگ به دیجیتال روی تراشه یکپارچه است و تصویر در چند ثانیه آماده می‌شود.

آیا صفحات PSP وضوح کمتری از حسگرهای CMOS دارند؟

بر اساس مشخصات اعلام شده، وضوح نظری PSP معمولاً کمتر است؛ برای مثال ۱۴/۳ تا ۱۷ جفت خط بر میلی‌متر در برابر ۲۵/۶ برای حسگرهای CMOS با پیکسل ۱۹/۵ میکرومتری. با این حال، وضوح قابل مشاهده به عوامل متعددی بستگی دارد و Kamburoğlu و همکاران هر دو را بهترین روش از نظر وضوح فضایی در عمل روتین می‌دانند.

چرا PSP عرض تابش وسیع‌تری دارد؟

صفحات فوسفری انرژی پرتو را در بازه گسترده‌ای از دوز به صورت تقریباً خطی ذخیره می‌کنند و نرم‌افزار خوانشگر روشنایی را جبران می‌کند. مطالعه Borg و همکاران نشان داد PSP در بازه وسیعی از تابش‌ها کیفیت قابل قبول دارد، اما همین ویژگی ممکن است بیش‌تابش را پنهان کند و پایش دوز را ضروری می‌سازد.

کدام آشکارساز برای بیمار راحت تر است؟

در کارآزمایی بالینی Kamburoğlu و همکاران روی ۵۸ بیمار، میانگین امتیاز راحتی برای CMOS ۴/۵۷ و برای PSP ۴/۴۸ بود و تفاوت معناداری مشاهده نشد. حسگرهای CMOS ضخیم تر و سخت ترند، در حالی که لبه های تیز برخی صفحات PSP نیز ممکن است مخاط را تحریک کنند.

فرکانس نایکوئیست چگونه وضوح نظری حسگر را تعیین می کند؟

حد نظری وضوح از رابطه هزار تقسیم بر دو برابر اندازه پیکسل (میکرومتر) به دست می آید و بر حسب جفت خط بر میلی متر بیان می شود. برای پیکسل ۱۹/۵ میکرومتر حدود ۲۵/۶ و برای پیکسل ۳۵ میکرومتر حدود ۱۴/۳ جفت خط بر میلی متر است. وضوح واقعی معمولاً کمتر از این حد است.

آیا استفاده از آشکارساز دیجیتال به طور خودکار دوز بیمار را کم می کند؟

خیر. اگرچه مطالعات کاهش دوز ۵۰ تا ۸۰ درصدی را نسبت به فیلم گزارش کرده اند، مرور سیستماتیک Wenzel و Møystad نشان داد که کاهش دوز در عمل روزمره لزوماً محقق نمی شود. تنظیم پارامترهای تابش متناسب با آشکارساز، آموزش کاربر و کنترل تعداد تکرارها برای تحقق این مزیت ضروری است.

جمع بندی

آشکارسازهای دیجیتال داخل دهانی بر دو اصل فیزیکی متفاوت استوارند: تبدیل غیرمستقیم و خوانش بی درنگ در حسگرهای CCD و CMOS، و ذخیره انرژی و خوانش لیزری در صفحات PSP. حسگرهای CMOS با پیکسل کوچک تر وضوح نظری بالاتر و گردش کار سریع تری دارند، در حالی که PSP با ابعاد مشابه فیلم و عرض تابش وسیع مزیت انعطاف دارد. شواهد بالینی تفاوت معناداری در راحتی بیمار نشان نمی دهند و مزایای نظری دیجیتال تنها با تنظیم صحیح تابش و آموزش محقق می شوند. کاربرد این آشکارسازها در کنار CBCT در مقاله [CBCT برای ایمپلنت](#) و تفسیر مشخصات سامانه های حجمی در مقاله [مشخصات فنی CBCT](#) بررسی شده است.

نکات کلیدی

آشکارساز دیجیتال داخل دهانی: اصول فیزیکی CCD، CMOS و PSP

۱ DR (CCD و CMOS) بی‌درنگ؛ CR (PSP) با خوانشگر لیزری

۲ CMOS: سینتیلاتور CsI + فیبر نوری + ADC روی تراشه

۳ وضوح نظری: پیکسل $19/5 \mu\text{m}$ برابر $25/6 \text{ lp/mm}$

۴ زمان سری ۹ تصویری: ۱۶۷ ثانیه CMOS در برابر ۲۳۴ ثانیه PSP

۵ راحتی بیمار: ۴/۵۷ در برابر ۴/۴۸ (بدون تفاوت معنادار)

دانشنامه تخصصی چاوش طب آذین · chavoshteb.ir

شکل ۵ – نکات کلیدی مقاله در یک نگاه

خلاصه مقاله

حسگرهای CCD و CMOS پرتو را از طریق سینتیلاتور به نور و بار الکتریکی تبدیل می‌کنند و تصویر را بی‌درنگ ارائه می‌دهند؛ صفحات PSP انرژی را در بلورهای BaFX:Eu ذخیره و با لیزر آزاد می‌کنند. وضوح نظری با اندازه پیکسل تعیین می‌شود. در کارآزمایی بالینی، CMOS زمان سری تصاویر را از ۲۳۴ به ۱۶۷ ثانیه کاهش داد بدون تفاوت معنادار در راحتی بیمار.

نکته کلیدی	محور
DR (CCD و CMOS) در برابر CR (PSP).	طبقه‌بندی
سینتیلاتور CsI، فیبر نوری و خوانش پیکسلی با ADC روی تراشه در CMOS.	فیزیک حسگر
ذخیره انرژی در BaFX:Eu، روبش لیزری، پاک‌سازی و استفاده مجدد.	فیزیک PSP
نایکوئیست: پیکسل ۱۹/۵ میکرومتر برابر ۲۵/۶ lp/mm.	وضوح
CMOS سریع‌تر (۱۶۷ در برابر ۲۳۴ ثانیه)؛ راحتی بیمار مشابه.	شواهد بالینی
کاهش دوز دیجیتال فقط با تنظیم و آموزش صحیح محقق می‌شود.	دوز

منابع

1. Dentalcompare. Dental Intraoral X-ray Sensors – side-by-side product comparison. Accessed ۲۰۲۶. dentalcompare.com
2. SOREDEX. DIGORA Optime – phosphor plate scanner system (manufacturer brochure). [PDF](#)
3. ACTEON. USENSE digital intraoral sensor – technical data sheet (Ref. ۷۰۷۲۳۸ A, ۰۲/۲۰۲۰). acteongroup.com
4. Kamburoğlu K, Samunahmetoğlu E, Eratam N, Sönmez G, Karahan S. Clinical comparison of intraoral CMOS and PSP detectors in terms of time efficiency, patient comfort, and subjective image quality. Imaging Sci Dent. ۲۰۲۲;۵۲(۱):۹۳-۱۰۱. [doi:10.56۲۴/isd.۲۰۲۱۰۲۴۱](https://doi.org/10.56۲۴/isd.۲۰۲۱۰۲۴۱)
5. Borg E, Attaelmanan A, Gröndahl HG. Subjective image quality of solid-state and photostimulable phosphor systems for digital intra-oral radiography. Dentomaxillofac Radiol. ۲۰۰۰;۲۹(۲):۷۰-۵. [doi:10.10۳۸/sj/dmfr/۴۶۰۰۵۰۱](https://doi.org/10.10۳۸/sj/dmfr/۴۶۰۰۵۰۱)
6. Wenzel A, Møystad A. Work flow with digital intraoral radiography: a systematic review. Acta Odontol Scand. ۲۰۱۰;۶۸(۲):۱۰۶-۱۴. [doi:10.۳۱۰۹/۰۰۰۱۶۳۵۰۹۰۳۵۱۴۴۲۶](https://doi.org/10.۳۱۰۹/۰۰۰۱۶۳۵۰۹۰۳۵۱۴۴۲۶)
7. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology. ۱۹۸۳;۱۴۸(۳):۸۳۳-۸. [doi:10.۱۱۴۸/radiology.۱۴۸.۳.۶۸۷۸۷۰۷](https://doi.org/10.۱۱۴۸/radiology.۱۴۸.۳.۶۸۷۸۷۰۷)
8. DEXIS. DEXIS IXS intraoral sensor – technical specifications (manufacturer brochure). dexis.com
9. DEXIS. Scan eXam One – imaging plate system, technical specifications (manufacturer brochure). dexis.com
10. Wenzel A. A review of dentists' use of digital radiography and caries diagnosis with digital systems. Dentomaxillofac Radiol. ۲۰۰۶;۳۵(۵):۳۰۷-۱۴. [doi:10.۱۲۵۹/dmfr/۶۴۶۹۳۷۱۲](https://doi.org/10.۱۲۵۹/dmfr/۶۴۶۹۳۷۱۲)

این مقاله توسط تیم تحریریه علمی چاوش طب آذین تهیه شده است؛ تیمی که محتوای دانشنامه تخصصی رادیولوژی دهان، فک و صورت را بر پایه مقالات داوری شده، گایدلاین‌های بین‌المللی و مستندات فنی سازندگان تدوین و به‌روزرسانی می‌کند. چاوش طب آذین از سال ۲۰۱۴ در حوزه خدمات و تجهیزات تصویربرداری دندان پزشکی فعالیت دارد (درباره ما). سایر مقالات این دانشنامه در وبلاگ [چاوش طب آذین](#) در دسترس است. این محتوا جنبه آموزشی دارد و جایگزین قضاوت بالینی متخصص نیست.

آخرین به‌روزرسانی: ۱۴۰۵/۰۸/۰۷