

# BEZPOŚREDNIA RADIOGRAFIA CYFROWA

## Digital direct radiography

Grzegorz Jezierski

**Streszczenie:** Dynamiczny rozwój radiografii cyfrowej (bazującej na elektronice) jaki obserwujemy w ostatnich latach skutkuje także zastosowaniem tej techniki do badań nieniszczących w przemyśle (NDT). Jednakże biorąc pod uwagę istotne różnice, przede wszystkim znacznie wyższe energie promieniowania rentgenowskiego stosowane do badania różnych obiektów przemysłowych (np. złącza spawane, odlewy, połączenia w elektronice), jak również konieczność dysponowania niekiedy lekkimi, przenośnymi detektorami powoduje, że nie da się bezpośrednio przenieść rozwiązań z medycyny do przemysłu. W niniejszej publikacji przedstawiono współczesne trendy oraz praktyczne rozwiązania detektorów cyfrowych do zastosowań w NDT.

**Abstract:** Application of digital radiography (based on electronics) for imaging in medical practice has been recently dynamically developing, which results in implementation of this technique to industrial non-destructive testing (NDT). However, with respect to significant differences that include, first of all, much higher X-ray energies used for testing various object in industry (e.g. welds, castings, joints in electronic engineering) and often also necessity of using light, portable digital detectors, it is impossible to transfer solutions directly from medicine to industry. In this paper, modern trends and practical solutions of digital detectors designed for NDT are presented.

**Słowa kluczowe:** radiografia cyfrowa, detektor typu płaski panel, amorficzny krzem, amorficzny selen, częstotliwość przestrzenna, funkcja przenoszenia modulacji (MTF), kwantowa wydajność detekcji (DQE)

**Keywords:** digital radiography, flat panel detector, amorphous silicon, amorphous selenium, spatial resolution, modulation transfer function (MTF), detective quantum efficiency (DQE)

### Wprowadzenie

Aktualnie niezależnie od ustabilizowanej już sytuacji w zakresie radiografii z wykorzystaniem luminoforowych płyt pamięciowych zwanej *Storage Phosphor Radiography System (SPR)*, a częściej znanej pod nazwą *Computed Radiography (CR)*<sup>1</sup>, czyli radiografii komputerowej<sup>2</sup> obserwuje się dynamiczny rozwój różnych detektorów stosowanych do bezpośredniej wizualizacji obrazu prześwietlanego obiektu. Ponieważ wcześniej funkcjonował już termin *Computed Radiography*, dla odróżnienia tej nowej techniki wytwórcy detektorów, jak i autorzy publikacji, zaczęli używać terminu *Direct Digital Radiography (DDR lub DR)*, czyli radiografia cyfrowa bezpośrednia. Należy wyraźnie podkreślić, iż obie te techniki używają komputera jak również cyfrowego systemu zapisu i obróbki obrazu. Stąd też jest wiele nieporozumień w stosowaniu tychże pojęć. Autor niniejszej publikacji proponuje stosowanie terminów: pośrednia radiografia cyfrowa – dla radiografii z wykorzystaniem luminoforowych płyt pamięciowych (radiografii komputerowej) oraz bezpośrednia radiografia cyfrowa – odpowiednio dla radiografii z wykorzystaniem detektorów do bezpośredniej wizualizacji obrazu radiologicznego.

Należy wyraźnie podkreślić, iż dynamiczny rozwój nowych detektorów promieniowania rentgenowskiego jaki obecnie obserwujemy, ma miejsce głównie w medycynie, ale także w dziedzinie security, kontroli żywno-

ści, dyfraktometrii i spektroskopii rentgenowskiej. Nie wszystkie rozwiązania okazały się przydatne w przemyśle, niemniej niektóre z nich zostały zaadaptowane do badań nieniszczących (NDT – *Non Destructive Testing*). Poniżej zostaną przedstawione nowe detektory stosowane w NDT, a więc detektory służące do obrazowania.

Pojęcie radiografia bezpośrednia zarezerwowane jest dla nowej klasy technologii detektorów, które nie wymagają pośrednich kroków do uzyskania informacji z detektora cyfrowego. Coraz częściej słyszy się, iż technika błonowa bazuje na przestarzałym detektorze, jakim jest błona radiograficzna. Jednakże mimo jej wielu wad niewątpliwą zaletą błony jest bardzo wysoka rozdzielczość przestrzenna (zob. dalej) skutkująca dużą ostrością pozyskiwanego obrazu, a także jej elastyczność (giętkość) oraz praktycznie dowolne rozmiary. Podstawową zaletą radiografii cyfrowej jest tworzenie obrazu w czasie rzeczywistym, co daje dodatkowe korzyści w zakresie wykorzystania pełnych możliwości prześwietlania badanego obiektu, a przede wszystkim szybszego przebiegu kontroli. Podstawowe korelacje w zakresie istotnych pojęć pomiędzy radiografią konwencjonalną (na błonach) a radiografią cyfrową (zwaną też radiografią bezbłonową) przedstawiono w tabeli 1.

Z reguły detektory klasyfikuje się w zależności od ich przeznaczenia (tj. medycyna, weterynaria, stomatologia, przemysł spożywczy, security, NDT, spektroskopia czy dyfrakcja rentgenowska), ale także na: statyczne/dynamiczne, stacjonarne/przenośne. Nas oczywiście interesować będą przenośne detektory cyfrowe do zastosowań NDT.

<sup>1</sup> Computed Radiography została rozpracowana przez firmę Fuji i wprowadzona na rynek na początku 80. XX w.

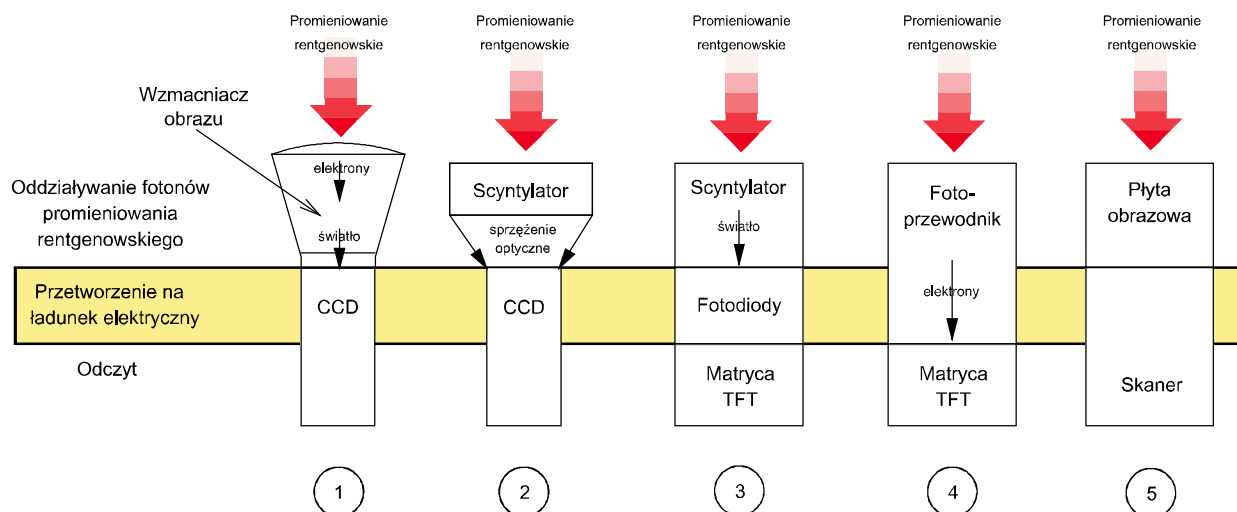
<sup>2</sup> W Polsce *Computed Radiography* została przetłumaczona jako radiografia komputerowa, a nie radiografia obliczeniowa

Tabela 1. Parametry obrazowania analogowego i cyfrowego  
Table 1. Parameters of analog and digital imaging

Obrazowanie na błonach	Obrazowanie cyfrowe
Gęstość optyczna radiogramu	Jasność na ekranie
Przedział naświetlania	Zakres dynamiczny
Czułość błony	Liniiowość
Kontrast	Rozdzielczość kontrastu
Rozdzielczość	Częstotliwość przestrzenna
Ostrość	Stosunek sygnału do szumu

## Podstawy metody bezpośredniej radiografii cyfrowej

Istnieją dwie podstawowe technologie stosowane obecnie w radiografii cyfrowej, tj. detektory bazujące na kamerach **CCD** (*Charge Coupled Device*) lub **CMOS** (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) oraz detektory typu płaski panel (*Flat Panel Detector* - **FPD**) zwane też **DDA** (*Digital Detector Array*). W dalszej części artykułu będziemy używać skrótowo odpowiednio pojęć CCD lub FPD.



Rys.1. Podstawowe układy radiografii cyfrowej bezpośredniej i pośredniej [1]

Fig.1. Basic systems of digital (direct) and computed (indirect) radiography [1]

Pierwsza z tych technologii wykorzystuje przemianę promieniowania X czy gamma na światło w rentgenowskim wzmacniaczu obrazu bądź w scyntylicatorze (poz.1 i 2 na rys.1), skąd poprzez układ optyczny światło to zbierane jest przez kamerę CCD. Scyntylicator to materiał, który absorbuje promieniowanie jonizujące i przemienia je w światło widzialne. Kryształy scyntylicacyjne wykorzystywane również w radioskopii to monokryształy nieorganiczne (NaJ, KJ, CsI) zawierające aktywatory<sup>3</sup> którymi mogą być atomy telluru, talu czy tulu, co zapisujemy odpowiednio CsI:TI lub CsI(Tl)<sup>4</sup>. Ekran wykonany z takich monokryształów w niektórych przypadkach są lepsze niż ekrany fluoroskopowe na bazie polikrystalicznego  $\text{CaWO}_4$ , tak pod względem jakości uzyskanego obrazu, jak i efektywności rejestracji promieniowania. Czas świecenia kryształów scyntylicacyjnych jest bardzo mały ( $10^{-5}$ – $10^{-8}$  s) dlatego też są one przetwornikami nie wykazującymi bezwładności. Ziarnistość warstw luminescencyjnych powoduje jednakże powstawanie nieostrości wewnętrznej i tym samym małą zdolność rozdzielczą. Wskutek tego nie można powiększać grubości warstwy luminescencyjnej w ekranach fluoroskopowych w celu powiększenia

wydajności rejestracji promieniowania. W odróżnieniu od ekranów fluoroskopowych w monokryształach scyntylicacyjnych nie występuje struktura ziarnista, w związku z tym ich nieostrość wewnętrzna jest bardzo mała. Zdolność rozdzielcza kryształów scyntylicacyjnych dochodzi do 20 pl/mm w przypadku CsI(Tl), podczas gdy dla ekranów fluoroskopowych nie przekracza ona 3 pl/mm. Ponadto kryształy scyntylicacyjne mają dużo większą gęstość oraz liczbę atomową (np. dla Cs  $Z=55$ , dla I  $Z=53$ ), co powoduje, iż charakteryzują się dużą efektywnością rejestracji promieniowania (przykładowo kryształ CsI(Tl) o grubości 3 mm absorbuje prawie 95% padającego nań promieniowania o energii maksymalnej 200 keV, a ponadto są one przezroczyste dla wywołanego w nich światła. W odróżnieniu od ekranów fluoroskopowych można tak dobrać grubość monokryształu, ażeby dla dowolnej energii promieniowania absorbował on znaczną część padającego nań promieniowania; pozwala to przy dostatecznej grubości monokryształu stosować je do prześwietlania materiałów promieniowaniem gamma lub rentgenowskim wysokoenergetycznym o energii dochodzącej do 15 MeV. Jednakże ze względu na duży stosunek sygnału do szumu i małe wymiary przyjął się w radiografii układ scyntylicator typu tlenosiarczek gadolinu<sup>5</sup>  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$  (oznaczany często w literaturze jako GOS) - kamera CCD.

<sup>3</sup> Aktywator stanowi niewielką ilość domieszkowanego pierwiastka, który wprowadzony do sieci krystalicznej scyntylicatora powoduje spotęgowanie jego właściwości luminescencyjnych.

<sup>4</sup> Scyntylicator CsI(Tl) jest stosowany często we wzmacniaczach obrazu w radioskopii.

<sup>5</sup>  $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$  - stosowany powszechnie w okładkach wzmacniających.

Kamera CCD to nic innego jak krzemowy<sup>6</sup> chip stanowiący matrycę, tj. podzielony w układ obszarów zwanych pikselami (typowa wielkość  $10 \div 20 \mu\text{m}$ ), gdzie gromadzone są elektrony. Istotną wadą kamery CCD z punktu widzenia zastosowań do radiografii są jej niewielkie wymiary (powierzchnia  $2 \div 3 \text{ cm}^2$ )<sup>7</sup> w porównaniu do typowych powierzchni badanych obiektów. Pociąga to za sobą konieczność stosowania specjalnych urządzeń optycznych (soczewki, zbieżny układ włókien optycznych) dopasowujących do przejścia z większej powierzchni scyntylatora na powierzchnię wejściową kamery CCD. To z kolei wprowadza dodatkowo zniekształcenia geometryczne, rozproszenia światła, zmniejsza rozdzielczość przestrzenną, jak również może powodować powstawanie różnego rodzaju artefaktów<sup>8</sup> w obrazie. Zaletą technologii wykorzystującej CCD jest to, że jest ona w stanie rejestrować szybkie zmiany, dobra rozdzielczość, natomiast wadą jest stosunkowo mały rozmiar samego detektora. Należy zauważyć, iż kamery CCD mogą rejestrować bezpośrednio promieniowanie rentgenowskie tj. bez dodatkowego scyntylatora, ale w zakresie bardzo małych energii, czyli do 20 keV.

Jeśli chodzi o kamery typu CMOS, to zewnętrznie nie różnią się one zbyt od kamer typu CCD. Zasadnicza różnica dotyczy odczytu informacji, tj. odbywa się z każdego piksela niezależnie, a nie jak w detektorach CCD, gdzie informacja jest przepisywana w czasie odczytu z jednego piksela do drugiego. Kamery CMOS mają wiele zalet, m.in. charakteryzują się integracją w zakresie projektowania, mniejszym poborem mocy, łatwością wytwarzania i niższym kosztem. Jednakże ich powierzchnia aktywna dla zbierania obrazu jest mniejsza niż w przypadku CCD (część powierzchni piksela zajmują obwody przetwarzające ładunek na napięcie) oraz posiadają tzw. stały szum wzoru (*pattern noise*).

Detektory typu płaski panel FPD (poz. 3 i 4 na rys.1) zostały wprowadzone do praktyki radiograficznej w latach dziewięćdziesiątych XX wieku, a więc później niż płyty pamięciowe IP w radiografii komputerowej – CR, a ich idea pochodzi wprost od monitorów ekranowych LCD. Bazą dla radiografii bezpośredniej są detektory płaskie o dużej powierzchni stanowiące urządzenie elektroniczne. Niestety w przeciwieństwie do błon są to urządzenia sztywne (nieelastyczne) podatne ponadto na uszkodzenia wysoką energią promieniowania (powyżej 200 kV). Są natomiast dużo czulsze niż błony i posiadają znacznie lepszy stosunek sygnału do szumu. Jako urządzenia zawierające bardzo czułą elektronikę są wrażliwe na jakiegokolwiek uszkodzenia mechaniczne, ale także na temperaturę oraz wilgotność, co w przypadku badań w warunkach polowych niejednokrotnie ogranicza ich zastosowanie. Niewątpliwym problemem jest ich stosunkowo wysoki koszt zakupu, a także konieczność okresowej obsługi detektora.

<sup>6</sup> Krzem jako najszerzej wykorzystywany półprzewodnik o bardzo dobrze opanowanej technologii jest zdecydowanie najtańszy, między innymi dlatego, że w technologii jego wytwarzania nie ma problemów z uzyskaniem jednorodnych kryształów o odpowiedniej wielkości; takie problemy występują np. dla CdTe i CdZnTe. Krzem ze względu na jego małą gęstość ma małą wydajność detekcji.

<sup>7</sup> Największa obecnie produkowana kamera CCD ma wymiar 49x86 mm

<sup>8</sup> Artefakt – sztuczny wytwór w obrazie

Urządzenia typu FPD bazują na dwuwymiarowym cienkim płaskim półprzewodniku, jakim może być amorficzny krzem (a-Si) lub amorficzny selen (a-Se) oraz odpowiednich detektorach sygnału elektrycznego w postaci matrycy pikseli. Posiadają one te same cechy, co stosowane już wcześniej w radiografii przemysłowej detektory jednowymiarowe, zwane też detektorami liniowymi **LDA** (*Linear Diode Array*). Jednakże o ile te ostatnie wymagały przemieszczania się podczas badania w celu zebrania informacji z większej płaskiej powierzchni, o tyle detektory typu płaski panel nie wymagają żadnego przemieszczania się. Możliwość wytwarzania dużych paneli FPD stała się możliwa dzięki dwóm półprzewodnikom, takim jak uwodorniony amorficzny krzem czy amorficzny selen. Wcześniejsza technologia wytwarzania półprzewodników opierała się na wytwarzaniu pojedynczego kryształu krzemu czy selenu, co ograniczało jego wielkość. Zastosowanie amorficznego krzemu jest podyktowane jego niską ceną oraz faktem, że jego przerwa energetyczna (1,5-1,6 eV) idealnie odpowiada maksimum widma promieniowania emitowanego przez kryształy scyntylatora CsI(Tl). Rozwój materiałów amorficznych, które posiadają tę samą strukturę co pojedynczy kryształ, ale na mniejszych odległościach umożliwił wytwarzanie płaskich paneli na bazie cienkowarstwowych tranzystorów polowych TFT (*Thin-Film Transistor*) o stosunkowo dużych wymiarach.

**Tabela 2.** Właściwości niektórych materiałów użytecznych w detekcji promieniowania rentgenowskiego [2]

**Table 2.** Properties of some materials usable at X-ray detection [2]

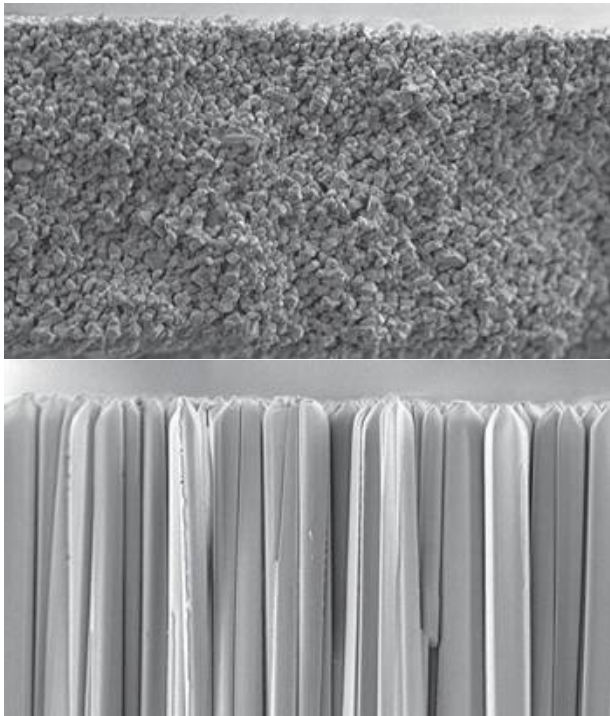
Materiał	Liczba atomowa	Gęstość [g/cm <sup>3</sup> ]	Energia kreacji pary [eV] kolor emisji	T <sub>90</sub>
<b>Półprzewodniki</b>				
amorficzny Si	14	2,3	4	23 mm
amorficzny Se	34	4,3	40	1,39 mm
CdTe	48-52	6,2	4,42	66 μm
HgI <sub>2</sub>	80-53	7,6	4,15	65 μm
PbI <sub>2</sub>	82-53	6,2	14,8	64 μm
<b>Przetworniki</b>				
CsI:Na	54	4,5	niebieski	0,78 mm
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb	59,5	7,3	zielony	1,15 mm

Uwaga: T<sub>90</sub> oznacza wymaganą grubość do zatrzymania 90% fotonów o energii 50 keV

Decydującą różnicą pomiędzy wyżej opisaną technologią, a technologią FPD jest to, że kamera CCD, czy CMOS posiadająca oczywiście własną elektronikę nie zawsze jest wystawiona na działanie pola promieniowania jonizującego. W przeciwieństwie do tego elektronika znajdująca się w układzie FPD znajduje się bezpośrednio w polu promieniowania jonizującego, które to pole może spowodować uszkodzenie tejże elektroniki. Pociąga to za sobą oczywiście konieczność wprowadzenia wiele istotnych zabezpieczeń, m. in. cały układ elektroniki FPD jest zabezpieczony specjalną masywną obudową. Rozróżniamy dwa podstawowe typy detektorów FPD, tj. detektory typu płaski panel z przemianą pośrednią oraz detektory z przemianą bezpośrednią.



**Detektory typu płaski panel z przemianą pośrednią** pracują z dwustopniową przemianą. W pierwszym stopniu fotony promieniowania rentgenowskiego są przetwarzane przez scyntylator na światło, następnie światło to jest rejestrowane przez fotodiody i zamieniane na sygnał elektryczny. Najczęściej stosowanymi scyntylatorami są: jodek ceszu aktywowany talem CsI(Tl) stanowiący ukierunkowany układ polikrystaliczny (włókna w kierunku światła) lub tlenosiarczek gadolinu  $Gd_2O_2S$  stanowiący układ polikrystaliczny, który cechuje się większą efektywnością absorpcji promieniowania rentgenowskiego.



**Fot. 1.** Przykład struktury polikrystalicznego  $Gd_2O_2S$  oraz CsI(Tl) o strukturze igłowej (średnica  $5 \mu m$ , długość  $500 \mu m$ ) [4]

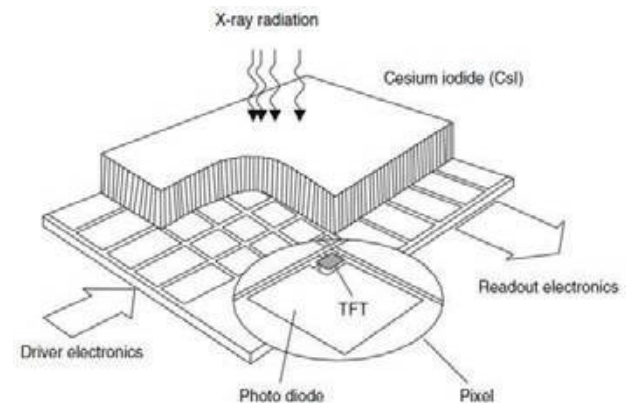
**Phot. 1.** Structure of polycrystalline  $Gd_2O_2S$  and CsI(Tl) with acicular structure (dia.  $5 \mu m$ , length  $500 \mu m$ ) [4]

Światło emitowane przez scyntylator jest przetwarzane na ładunki elektryczne w światłoczułej matrycy wykonanej z amorficznego krzemu (a-Si) umieszczonej na szklanym podłożu. Matryca złożona jest z wielu pikseli uszeregowanych w wiersze i kolumny. Podstawowym elementem piksela jest fotodioda typu p-i-n wykonana z amorficznego krzemu. Fotodioda ta zajmuje od 30 do 60% powierzchni piksela, przy czym im większa jest powierzchnia fotodiody, tym większa jest sprawność systemu.

Fotony światła ze scyntylatora absorbowane w złączu p-i-n diody wytwarzają pary swobodnych nośników typu elektron-dziura. Ponieważ fotodioda jest spolaryzowana zaporowo ładunki te są rozdzielone w polu elektrycznym i gromadzą się na jej elektrodach. Czym więcej fotonów światła pochłonie dana fotodioda podczas ekspozycji, tym więcej ładunku elektrycznego

zgromadzi się na jej elektrodach – w ten sposób rozkład ładunków elektrycznych zgromadzonych na fotodiodach poszczególnych pikseli stanowi radiograficzny obraz utajony.

Nie wdając się w szczegóły zatem możemy, przyjąwszy do wiadomości, iż obraz ten jest następnie odczytywany przez elektronikę detektora typu płaski panel, w którym podstawową rolę odgrywają tranzystory TFT (pełnią one funkcję przełączników) – każdy piksel posiada własny tranzystor. Po zakończeniu odczytu jednej ramki obrazu panel jest gotowy do ponownego naświetlenia i odczytu. W ten sposób można wykonać kilka ekspozycji radiograficznych jedna po drugiej, uśredniając odczytane z nich obrazy.



**Rys. 2.** Ogólny schemat detektora FPD z przemianą pośrednią (a-Si) [6]

**Rys. 2.** General layout of a FPD with indirect conversion (a-Si) [6]

Panel tego typu może pracować również w tzw. trybie fluoroskopowym, w którym odczytywanie obrazów dokonywane jest na bieżąco z częstotliwością rzędu kilkudziesięciu ramek na sekundę. Ograniczeniem tego typu detektora jest niezbyt wysoka rozdzielczość oraz czułość fotodiod na światło widzialne. Za to detektor ten jest tolerancyjny na uszkodzenia radiacyjne z powodu jego amorficznej struktury.

Oprócz detektorów FPD opartych na powyższej technologii, tj. z amorficznym krzemem, stosowane są również płaskie panele oparte na technologii CMOS tzw. **CMOS FPD** (CMOS Panel), a więc z użyciem standardowego krystalicznego krzemu. Jednak ze względu na ograniczenia wymiarowe krystalicznego krzemu (typowa średnica 8") detektory te również mają ograniczenia wymiarowe. Niemniej tam, gdzie wymiary detektora mogą być mniejsze (np. detektory stosowane w stomatologii  $20mm \times 30mm$ ), jest on wyjątkowo użyteczny. Wprawdzie rozmiar pikseli w panelach z technologią CMOS jest większy niż w detektorach CCD, ale mniejszy niż w przypadku panelu z technologią amorficznego krzemu z fotodiodami TFT. Dzięki dużej szybkości odczytu w technologii CMOS, detektory tego typu nadają się do obrazowania w systemie radioskopii – szybkość klatek (obrazów) na sekundę jest większa niż 30 fps (frame per second).



Fot. 2. Przykład paneli firmy PerkinElmer w technologii krzemu amorficznego a-Si (a) i CMOS (b) [5]

Photo 2. Exemplary panels made by PerkinElmer in technologies of amorphous silicon a-Si (a) and CMOS (b) [5].

Warto nadmienić, iż aktualnie trwają prace nad elastycznym podłożem dla tego typu detektora np. plastik, metal&szkło (~0,1 mm), co umożliwiłoby dostosowywanie detektora do kształtu badanego obiektu, jak to jest w przypadku błony radiograficznej.

**Detektory typu płaski panel z przemianą bezpośrednią** zamieniają fotony promieniowania bezpośrednio w sygnał elektryczny. Materiałem detektora w tym przypadku fotoprzewodnika stosowany jest najczęściej amorficzny selen (a-Se) o grubości 200÷500 μm lub pojedyncze kryształy tellurku kadmu (CdTe, CdZTe). Trwają także prace nad wykorzystaniem innych fotoprzewodników jak np. GaAs, HgI<sub>2</sub>, PbI<sub>2</sub>. Ładunek obrazu jest zbierany przez elektrodę pikseli i zapamiętywany w pojemności do niego przypisanej (pojemność całkowita) Zarówno elektroda i pojemność są dołączone do tranzystora cienkowarstwowego TFT związanego z tym samym pikselem. Z powodu braku rozrzutu i optymalnego stosunku sygnału do szumu jakość obrazu jest bliska jakości obrazu na błonie o średniej ziarnistości. Metoda z przemianą bezpośrednią charakteryzuje się 100% efektywnością gromadzenia ładunku wraz ze zmniejszaniem się powierzchni pikseli. Niemniej z powodu niskiej liczby atomowej selenu (Z=34) absorpcja promieniowania rentgenowskiego ograniczona jest do mniejszych energii promieniowania rentgenowskiego (świetnie nadają się one np. do mammografii < 30 kV). Trudność stanowi także wytwarzanie grubszych warstw z a-Se, tj. powyżej 1000 μm jak dużych powierzchni.

Ograniczeniem detektora selenowego jest wąski zakres temperatury wymagany dla użycia amorficznego selenu. Czy to w czasie pracy, czy przy składowaniu lub transporcie, detektor musi pozostawać w temperaturze od 5°C do 30°C dla uniknięcia zniszczenia warstwy selenowej. Ponadto w przypadku stosowania wyższych energii promieniowania rentgenowskiego (>250 kV)

selen jest wrażliwy na tzw. zjawy. Do ujemnych stron tego detektora można zaliczyć konieczność stosowania wysokiego napięcia, wytwarzanie sygnału nawet przy braku promieniowania (*dark signal*), a przede wszystkim bardzo wysoki koszt wyprodukowania tak wielkiej płyty z selenu amorficznego. Ograniczenia te powodują, że płyty selenowe mają zastosowanie tylko w bardzo specyficznych przypadkach, przy bardzo ściśle kontrolowanych warunkach.

Wspomniane wcześniej detektory oparte o monokryształy GaAs, CdTe wyposażone w szybko odczytującą elektronikę, mogą pracować w sposób zliczający fotony, co umożliwia wykrywanie pojedynczych fotonów i określenie ich energii. Detektory zliczające fotony tzw. *Photon Counting Detectors (PCD)* oferują znaczne korzyści w porównaniu z detektorami FPD wykrywającymi fotony pośrednio. Najważniejszymi zaletami PCD możliwość zliczania fotonów w różnych przedziałach energetycznych. Pozwala to np. odseparować niskoenergetyczne promieniowanie rozproszone, które jest przyczyną obniżenia kontrastu i rozdzielczości obrazu w tradycyjnej radiografii. Dodatkowo możliwość odróżniania energii pozwala na rozróżnienie materiałów.

W świecie funkcjonuje wielu producentów różnego rodzaju detektorów cyfrowych. Wymienimy tylko tych, którzy produkują przenośne detektory do celów NDT. Są to: PerkinElmer, General Electric, Varian (USA), Thales (Francja), Vidisco (Izrael), Toshiba, Hamamatsu (Japonia) czy YXLON (Niemcy).

### Podstawowe charakterystyki detektorów cyfrowych

Podstawowymi parametrami charakteryzującymi detektory cyfrowe są:

- rozmiar matrycy,
- wielkość pikseli (*pixel pitch*),
- współczynnik wypełnienia pikseli (*fill factor*),
- zakres energii,
- rozdzielczość przestrzenna,
- stosunek sygnału do szumu (SNR - *Signal - to - Noise Ratio*),
- funkcja przenoszenia modulacji (MTF - *Modulation Transfer Function*),
- kwantowa wydajność detekcji (DQE - *Detective Quantum Efficiency*).

#### Rozmiar matrycy:

Rozmiar matrycy opisuje liczbę elementów obrazu zwanych pikselami w kierunku pionowym i poziomym. Rozmiar matrycy ma bardzo duży wpływ na jakość obrazu. W większości zastosowań z detektorem typu FDP wykorzystywana jest matryca o rozmiarze 13×8 cm (1024×640 pikseli) do 41×4 cm (4096×4096 pikseli). Nie zawsze największy panel jest dobrym rozwiązaniem. Na przykład do badania złączy spawanych wystarczający jest panel o wymiarach 15×15 cm. Zbyt duże rozmiary panelu, oprócz zwiększonych kosztów, mogą utrudnić praktyczne stosowanie systemu oraz powodować zwiększony pobór energii elektrycznej i związaną z tym konieczność częstszej wymiany lub ładowania akumulatorów.

Wielkość piksela:

– rozmiar pojedynczego piksela mierzony jako odległość między środkami sąsiadujących pikseli. Im pojedynczy piksel jest większy, tym więcej światła może przyjąć, oraz tym mniejsze są zakłócenia pomiędzy sąsiednimi elementami. Poprawia to czułość matrycy oraz zmniejsza szumy. Generalnie detektory z pikselami o większej powierzchni posiadają mniejsze szumy. Rozmiar piksela w kamerze CCD zawiera się w przedziale  $12 \times 12 \mu\text{m}$  do  $40 \times 40 \mu\text{m}$ . Rozmiary pikseli obecnie produkowanych matryc a-Si zawierają się w granicach  $70 \div 250 \mu\text{m}$ , natomiast dla a-Se  $143 \text{ mm}$ ,

Współczynnik wypełnienia pikseli:

– jest to stosunek pola powierzchni fotodiody do pola powierzchni całego piksela w matrycy a-Si. Czym wyższy ten stosunek, tym większy jest udział fotonów światła biorących udział w tworzeniu obrazu.

Zakres energii:

– zakres energii promieniowania rentgenowskiego lub gamma, w którym dany detektor może być użytkowany. Na przykład sama fotodiody, a więc i kamery CCD mogą być detektorem promieniowania rentgenowskiego w zakresie nie przekraczającym 20 keV. Przekraczanie podanego w specyfikacji zakresu energii może skutkować skróceniem żywotności panelu.

Rozdzielczość przestrzenna:

– maksymalna rozdzielczość przestrzenna zobrazenia jaką zapewnia dany detektor. Rozdzielczość przestrzenna definiowana jest jako najmniejsza odległość pozwalająca rozróżnić dwie równoległe linie bądź punkty jako oddzielne. Praktycznie jej wartość podawana jest jako liczba par linii możliwych do zobrazenia na długości 1 mm (lp/mm). Zgodnie z teorią częstotliwości Nyquist'a<sup>9</sup> mając wielkość piksela  $a$ , maksymalna rozdzielczość przestrzenna jaką można otrzymać wynosi  $1/2a$ , czyli dla piksela  $200 \mu\text{m}$  maksymalna rozdzielczość przestrzenna wynosić będzie  $2,5 \text{ lp/mm}$ , a dla  $100 \mu\text{m}$  odpowiednio  $5 \text{ lp/mm}$ . Należy zauważyć, że wynika ona nie tylko z wielkości piksela, lecz także z właściwości np. ekranu scyntylacyjnego. Dla systemów cyfrowych rozdzielczość przestrzenna może być różna w kierunkach prostopadłych do siebie (w rzędach i kolumnach) i dlatego wymaga oddzielnej oceny w dwóch wymiarach.

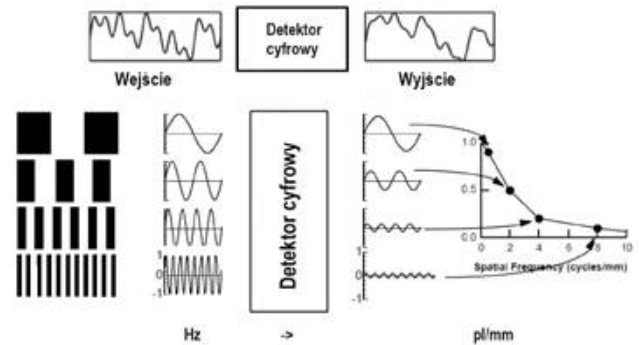
Przykładowo rozdzielczości przestrzenne wynoszą:

- dla błon radiograficznych z okładkami wzmacniającymi  $15 \div 20 \text{ lp/mm}$
- dla luminoforowych płyt pamięciowych (CR)  $6 \div 8 \text{ lp/mm}$
- dla paneli płaskich (FPD)  $8 \div 10 \text{ lp/mm}$

Funkcja przenoszenia modulacji MTF

Funkcja przenoszenia modulacji MTF charakteryzuje rozdzielczość przestrzenną systemu obrazowania. Przedstawia ona zmianę współczynnika modulacji (który opisuje kontrast) w dziedzinie częstotliwości

przestrzennych. Wyrażana jest w postaci graficznej jako zależność osiągalnego procentowo kontrastu (oś pionowa) od częstotliwości przestrzennej (oś pozioma). Opisuje ona, w jaki sposób odtwarzane są w obrazie szczegóły obiektu w funkcji częstotliwości przestrzennej. Im mniejszy jest kontrast wybranego szczegółu w obrazie tym większą wartość powinna mieć funkcja przenoszenia modulacji w celu poprawnego odwzorowania go w obrazie. Typowa krzywa pokazuje, iż dla niskich częstotliwości kontrast osiąga 100% i spada w miarę wzrostu częstotliwości – rys. 3.



Rys. 3. Schematyczne przedstawienie MTF

Fig. 3. Schematic presentation of MTF

Większość detektorów cyfrowych, w odróżnieniu od technik konwencjonalnych, charakteryzuje się mniejszą wartością MTF, szczególnie dla zakresu wyższych częstotliwości przestrzennych ( $>2 \text{ linie/mm}$ ). Niemniej jednak, MTF jest wartością stałą dla danego typu błony w technice konwencjonalnej, podczas gdy w technice cyfrowej może ona być modyfikowana. Przykładowo, odpowiednia obróbka sygnału (filtracja) pozwala znacznie poprawić wartość MTF. Dobierając odpowiednio sposób obróbki wynikowa wartość MTF może znacznie przewyższyć wartości uzyskiwane za pomocą techniki konwencjonalnej.

Stosunek sygnału do szumu:

Stosunek sygnału do szumu jest podstawowym parametrem jakichkolwiek pomiarów.

Obecność szumów, a w szczególności niskiego stosunku sygnału do szumu obniża jakość obrazu. W radiografii rozróżniamy trzy rodzaje szumu:

- a) szum kwantowy z powodu kwantowej natury promieniowania X czy gamma,
- b) tło, czyli szum spowodowany promieniowaniem rozproszonym,
- c) szum spowodowany działaniem detektora czy układów w procesie przetwarzania obrazu (w przypadku błony radiograficznej będzie to tzw. tło zwane inaczej zadymieniem)

Kwantowa teoria promieniowania opracowana w 1900 r. przez niemieckiego fizyka Maxa Plancka<sup>10</sup> zakłada, że promieniowanie elektromagnetyczne jest emitowane w postaci małych porcji energii (kwantów zwanych też fotonami) i również, że ta emisja kwantów jest procesem statystycznym, podlegającym normalnej staty-

<sup>9</sup> Harry Nyquist (1889-1976) naukowiec i wynalazca amerykański pochodzenia szwedzkiego.

<sup>10</sup> Max Planck (1858-1947) – twórca teorii kwantów, laureat Nagrody Nobla z 1918 r.



stycznej fluktuacji. Znaczący to, że fotony (kwanty energii) emitowane w wiązce są niezależne od siebie i rozkładają się w przypadkowy sposób – podlegają rozkładowi Poissona<sup>11</sup>, dla którego wartość średnia jest równa wariancji  $s^2$ . Tak więc jeżeli przyjąć, iż liczba fotonów wynosi  $N$ , to naturalna statystyczna fluktuacja  $s = \pm\sqrt{N}$  i jest ona miarą niepewności wartości prawdziwej  $N$ . Tak więc padająca na dowolny detektor ilość fotonów wynosi  $N \pm\sqrt{N}$ . Towarzyszący wartości sygnału szum ogranicza zdolność właściwej jego detekcji. Parametrem opisującym jego wpływ jest tzw. stosunek sygnału do szumu oznaczany jako SNR. Wartość SNR dla promieniowania padającego na powierzchnię jakiegoś detektora określa się jako stosunek wartości średniej natężenia sygnału do odchylenia standardowego szumu:

$$SNR = N/s = N/\sqrt{N} = \sqrt{N}$$

co oznacza iż SNR polepsza się, kiedy liczba fotonów  $N$  jest większa. Np. jeżeli mamy  $N=100$  fotonów, to SNR wynosi 10. Jeżeli będziemy rejestrować obraz 4 razy dłużej, wówczas  $N=400$ , a  $SNR=20$ , czyli sygnał jest 20 razy większy od szumu. Praktyczne znaczenie fluktuacji ma miejsce w różnych systemach radiologii (radioskopii), kiedy to obraz tworzony jest przez małą liczbę fotonów. Stąd też np. szumy kwantowe są zwykle czynnikiem ograniczającym w stosowaniu błon radiograficznych o dużej czułości (krótszy czas naświetlania).

Ponadto każdy rodzaj detektora nie odtwarza wierne zmian natężenia padającego nań promieniowania, bowiem wprowadza własne szumy: np. zadymienie w przypadku błony radiograficznej czy szumy elementów (układów) elektronicznych.

Stosunek sygnału do szumu (SNR) dla wybranych detektorów promieniowania rentgenowskiego wynosi odpowiednio:

- błona radiograficzna  $SNR < 200$
- luminoforowe płyty pamięciowe (CR)  $SNR 200 \div 350$
- kamera CCD  $SNR > 6000$
- CMOS Panel  $SNR = 3800$
- a-Se  $SNR > 10\,000$ .

**Tabela 3.** Wybrane panele FPD firmy PerkinElmer [5]

**Table 3.** Selected FPDs made by PerkinElmer [5]

	Panel a-Si		Panel CMOS	
	1611 xP	1642 xP	1207NDT	2923NDT
Scyntylicator	CsI(Tl) lub GOS	CsI(Tl) lub GOS	CsI(Tl) lub GOS	CsI(Tl) lub GOS
Wielkość piksela	200 $\mu\text{m}$	400 $\mu\text{m}$	74,8 $\mu\text{m}$	74,8 $\mu\text{m}$
Matryca pikseli	1024×1024	1024×1024	1636×864	3888×3072
Powierzchnia aktywna	204,8mm×204,8mm	409,6mm×409,6mm	114,9mm×64,6mm	290,8mm×229,8mm
Zakres energii	20 kV÷15 MeV	20 kV÷15 MeV	12 kV÷160 kV	12 kV÷225 kV
Prędkość	do 100 fps	do 100 fps	do 191 fps	do 86 fps

#### Kwantowa wydajność detekcji DQE

Kwantowa efektywność detekcji inaczej ilościowa wydajność detekcji opisuje efektywność systemu do

<sup>11</sup>Rozkład Poissona dla dużej liczby zdarzeń staje się identyczny jak rozkład Gaussa zwany też normalnym.

przetwarzania kwantów promieniowania na informację zawartą w obrazie. Jest to stosunek liczby fotonów rejestrowanych przez detektor do liczby wszystkich padających fotonów. Idealny detektor wykazuje wartość DQE na poziomie 100% - tzn. 100% padających kwantów jest wykrywanych. Ograniczona absorpcja promieniowania rentgenowskiego w detektorze pozwala osiągnąć wartość DQE na poziomie od 30 do 60%. Ponadto całkowite szumy systemów pomiarowych w dalszym stopniu pogarszają ten wskaźnik – czynnik SNR. Tak więc DQE jest zależna od parametrów ekspozycji promieniowania, czułości przestrzennej, MTF oraz do rodzaju materiału, z którego detektor jest wykonany – rys. 4.

Wartość wskaźnika DQE świadczy o minimalnej dawce promieniowania niezbędnej dla uzyskania obrazu. Tak więc im większa wartość wskaźnika DQE, tym mniejsza dawka promieniowania niezbędna do uzyskania obrazu przy założonym współczynniku SNR lub kontraście.



**Rys. 4.** Czynniki wpływające na DQE

**Fig. 4.** Factors affecting DQE

Przykładowo maksymalne wartości DQE mierzone dla zerowej wartości lp/mm wynoszą odpowiednio:

- dla błony radiograficznej z okładkami wzmacniającymi ~0,30,

- dla luminoforowej płyty pamięciowej (CR) ~0,45,
- płaskich paneli (FPD)~0,80.

### Podsumowanie

Do zalet radiografii cyfrowej z wykorzystaniem paneli FPD zaliczyć można:

- brak konieczności stosowania materiałów dodatkowych, takich jak błony i odczynniki, czy płyty luminoforowe (IP) i skanery,
- eliminacja z cyklu badań pracochłonnego etapu wywoływania radiogramów lub odczytywania płyt luminoforowych (IP),
- natychmiastowa dostępność obrazu radiologicznego na ekranie komputera i związana z tym możliwość szybkiej oceny badanego elementu,
- możliwość dynamicznej obserwacji struktury wewnętrznej złożonego obiektu,
- wysoka wartość parametru DQE, co oznacza mniejsze dawki promieniowania jonizującego.

Do ograniczeń radiografii cyfrowej z wykorzystaniem paneli FDP zaliczyć należy:

- niższą rozdzielczość przestrzenną np. w stosunku do błon radiograficznych,
- niemożliwość dopasowania płaskiego panelu do krzywizny badanego obiektu,
- ograniczenia zakresu stosowanej energii promieniowania jonizującego,
- stopniowa degradacja parametrów użytkowych panelu wskutek oddziaływania promieniowania jonizującego,
- delikatna konstrukcja, która może ograniczać stosowanie paneli FPD w warunkach polowych

Każdy detektor jest kompromisem pomiędzy jego czułością a szumem, który on wytwarza. Nigdy nie należy traktować detektora jako „doskonałej czarnej skrzynki” z powodu jego ograniczeń. Wspólną cechą detektorów typu płaski panel jest problem martwych pikseli, które mogą powstać w procesie produkcyjnym, a które na obrazie pojawiają się jako czarne punkty. W większości przypadków oprogramowanie może eliminować te martwe piksele, ale wciąż trzeba sobie zdawać sprawę z tego, że one istnieją i że na obrazie są zastąpione przez fałszywe punkty.

Detektory typu płaski panel mają wiele istotnych zalet. Ponieważ ich wymiary są stosunkowo duże (do 20" x 20") mogą one obrazować szybko duże obszary. Oba rodzaje płaskich płyt charakteryzują się szerokim zakresem dynamicznym i wysokim kontrastem. Płyta z amorficznym krzemem daje szybszy obraz niż płyta z amorficznym selenem. Teoretycznie płyty z amorficznym selenem charakteryzują się wyższą rozdzielczością niż płyty z a-Si, jako że nie występuje w nich zjawisko rozpraszania podczas konwersji fotonu X w sygnał elektryczny.

Systemy DR zapewniają wyższy stosunek sygnału do szumu i krótszy czas oczekiwania na obraz, ale mają mniejszą rozdzielczość obrazu niż systemy CR i wielokrotnie wyższy koszt produkcji i ewentualnych napraw.

**Tabela 4.** Typowe charakterystyki techniczne dla błon, CR i DR [3].  
**Table 4.** Typical technical characteristics of film radiography (FR), computed radiography (CR) and digital radiography (DR) [3]

Właściwość	Błona	CR	DR
Czułość	niska	średnia	wysoka
Generowanie obrazu widzialnego	chemiczne	skanowanie laserem, komputerowo	komputerowo
Rozdzielczość przestrzenna	15÷20 lp/mm 10÷50 µm	6÷8 lp/mm 50÷250 µm	8÷10 lp/mm 50÷400 µm
SNR	50÷50	100÷250	250÷2000
Zakres dynamiczny	256:1	>4000:1	>4000:1
Czułość na promieniowanie rozproszone	niska	średnia	średnia
Koszt inwestycji	niski	umiarkowany	umiarkowany do wysokiego
Koszt operacji	wysoki	umiarkowany	niski
Przydatność do wielokrotnego użycia	1	1000÷10 000	10 000÷1 000 000
Obszar wyłączony przy badaniu terenowym	duży	umiarkowany	mały

*dr inż. Grzegorz Jeziński,  
Politechnika Opolska,  
Opole*

### LITERATURA:

- [1] Praca zbiorowa, Digital Radiography: Description and User's Guide, DIR 2007 - International Symposium on Digital industrial Radiology and Computed Tomography, 2007, Lyon, France
- [2] P.R. Vaidya - Flat Panel Detectors in Industrial Radiography
- [3] ECNDT 2006 - Leo Boiy, GE Inspection Technologies, Brecht, Belgium - Successful Conversion to Digital X-Ray Detector
- [4] Hamamatsu, X-ray detectors, Chapter 09
- [5] Materiały informacyjne firmy PerkinElmer
- [6] J. Kielczyk, Radiografia przemysłowa: techniki badania z obrazem cyfrowym, Warszawa 2006 r.
- [7] S. Mackiewicz, Panele płaskie z przemianą pośrednią oraz możliwości ich wykorzystania w badaniach nieniszczących, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych - Stary Młyn 2016 r.
- [8] R.G. Lanier, Recent Developments in X-ray Imaging Technology, Lawrence Livermore National Laboratory, 2012 r.
- [9] PN-EN ISO 17636-2 Badania nieniszczące spoin - Badanie radiograficzne Część 2: Techniki promieniowania X i gamma z detektorami cyfrowymi