

Sławomir Mackiewicz*

IPPT PAN, Warszawa

Detektory promieniowania stosowane w cyfrowej radiografii i bezpośredniej

Radiation detectors used in Digital Direct Radiography

ABSTRACT

The article describes the basics of radiation detectors used in direct digital radiography - DR. Various types of flat panel detectors (FPD) have been characterized for their usefulness in non-destructive testing. The indirect panels based on the a-Si matrix with TFT transistors, which are currently the most useful option for non-destructive testing, are discussed in more detail. The most important parameters of flat panel detectors have been analyzed in the aspect of their applications for the examination of welded joints and other products tested so far by traditional radiographic method.

Keywords: digital radiography, flat panel detectors, direct radiography DR

STRESZCZENIE

W artykule opisano podstawy działania detektorów promieniowania stosowanych w cyfrowej radiografii i bezpośredniej - DR. Scharakteryzowano różne rodzaje paneli płaskich pod kątem ich przydatności w obszarze badań nieniszczących. W sposób bardziej szczegółowy omówiono panele płaskie z przemianą pośrednią oparte na matrycy a-Si z tranzystorami TFT, które wykazują obecnie największą przydatność do zastosowania w badaniach nieniszczących. Przeanalizowano najważniejsze parametry paneli płaskich w aspekcie ich zastosowania do badań złączy spawanych oraz innych wyrobów i elementów badanych dotychczas tradycyjnymi metodami radiografii czerni.

Słowa kluczowe: radiografia cyfrowa, panele płaskie, radiografia bezpośrednia DR



Dr

Sławomir Mackiewicz

Wstęp

Pierwsze techniki radiografii i cyfrowej, wdrożone do badań nieniszczących w drugiej połowie lat 90-tych, były radiografią a CR (Computed Radiography) bazującą na panelach ciowych płytach luminoforowych [1]. Jest to technika najbardziej zbliżona do tradycyjnej radiografii i obecnie stała się, jest często traktowana jako najszybsza i najłatwiejsza droga wdrożenia radiografii i cyfrowej w badaniach nieniszczących [2]. Niestety, w naszym kraju, radiografia a CR została dotychczas wdrożona w minimalnym zakresie i nie spowodowała cyfrowej rewolucji w przemysłowych badaniach radiograficznych. Można wskazać na kilka czynników mających wpływ na taki stan rzeczy:

- ‡ brak dostatecznej wiedzy na temat radiografii i cyfrowej w polskim środowisku badań nieniszczących oraz obawa przed wprowadzaniem nowych, często poznanych metod opartych na technice komputerowej;
- ‡ brak specjalistycznych norm precyzujących zasady stosowania radiografii i cyfrowej do badań typowych obiektów badanych dotychczas metodami radiografii i bezpośredniej;
- ‡ stosunkowo wysoki koszt systemów radiografii cyfrowej.

*Autor korespondencyjny. E-mail: smackiew@ippt.gov.pl

Wydaje się, że w chwili obecnej, przynajmniej dwie pierwsze bariery rozwoju radiografii i cyfrowej w Polsce zostały zredukowane. Na krajowych konferencjach i seminariach badań nieniszczących prezentowano w ostatnich latach szereg referatów na temat różnych aspektów radiografii i cyfrowej [1,2,3,6,8] za wielu polskich specjalistów uczestniczących w kursach radiografii i cyfrowej organizowanych przez ośrodki zagraniczne. Również zakres unormowania badań technikami radiografii i cyfrowej uległ w ostatnim czasie znacznemu poszerzeniu [8,9,10]. W szczególności należałoby wymienić tutaj normę PN-EN ISO 17636-2 określającą zasady badań złączy spawanych technikami radiografii i cyfrowej.

W krajach wysoko uprzemysłowionych, obserwujemy obecnie drugi etap rewolucji cyfrowej w radiografii i przemysłowej polegający na coraz szerszym wykorzystaniu paneli płaskich jako podstawowych detektorów promieniowania. Technika bazująca na wykorzystaniu paneli płaskich nazywana jest techniką cyfrowej radiografii i bezpośredniej (Direct Digital Radiography) [3,4,5,6] i oznaczana skrótami DDR lub DR. Systemy DR są stosowane w badaniach medycznych od kilkunastu lat, jednak specyfika badań nieniszczących spowodowała, że dopiero w ostatnim okresie panele płaskie zaczęły być szerzej stosowane w badaniach przemysłowych. Kluczowe było opracowanie paneli płaskich z przemianą pośrednią wykorzystujących jako ekran scyntylacyjny monokrystaliczny jodek cezu (CsI:TI) o strukturze igłowej [5,6,7,8]. Technologia ta umożliwia skonstruowanie paneli płaskich z pogrubionymi warstwami scyntylacyjnymi o akceptowalnej rozdzielczości przestrzennej. Powiększona grubość warstwy scyntylatora jest konieczna w przypadku detekcji wysokoenergetycznego promieniowania pochodzącego ze

róde izotopowych lub lamp rentgenowskich o napięciach powyżej 200 kV. Drugim kluczowym osiągnięciem umożliwiającym wykorzystanie paneli paskich w badaniach nieniszczących byłoby skonstruowanie matryc światła opartych na bazie amorficznego krzemu (a-Si) z tranzystorami TFT o wymiarach piksela rzędu 100 ÷ 130 μm. Podniosło to rozdzielczość przestrzenną paneli paskich do wartości akceptowalnych w badaniach nieniszczących [3]. W tym praktycznym udogodnieniu wprowadzonym w ostatnich latach jest również możliwość sterowania panelem w sposób bezprzewodowy za pośrednictwem połączenia Wi-Fi. Ułatwia to prowadzenie badań w warunkach terenowych gdzie unika się konieczności prowadzenia kabli połączeniowych pomiędzy stanowiskiem operatora a panelem oraz eliminuje ryzyko ich zerwania lub uszkodzenia.

W porównaniu z radiografią CR radiografia DR na panelach paskich ma kilka istotnych zalet takich jak:

- ‡ brak konieczności stosowania stosunkowo drogich i wrażliwych na uszkodzenia płyt IP jako pośredniego nośnika obrazu radiograficznego - redukuje się w ten sposób bieżące koszty eksploatacji oraz eliminuje z cyklu pracy czasochłonny etap odczytu obrazu z nośnika pośredniego;
- ‡ możliwość natychmiastowego obejrzenia wykonanego radiogramu na ekranie komputera co pozwala na jego szybkie oceny lub ewentualne powtórzenie w przypadku niespełnienia wymagań jakościowych;
- ‡ wielokrotnie krótsze czasy ekspozycji wymagane dla uzyskania określonego SNR niż w przypadku płyt IP lub klasycznych błon;
- ‡ bezproblemowe uzyskiwanie radiogramów o wysokich wartościach znormalizowanego SNR (140 i powyżej) co stanowi czysty problem w przypadku stosowania systemów CR.

Najważniejszym ograniczeniem paneli paskich jest nieumiejętność ich dopasowywania do krzywizny badanego elementu. Może to prowadzić do geometrycznych zniekształceń obrazu przez wietlanego obiektu oraz utrudnia operowanie panelem w warunkach ograniczonego dostępu. Obecnie produkowane panele paskie charakteryzują się również nieco gorszą rozdzielczością przestrzenną SRB niż dostępnymi systemy CR lub systemy błonowe. Należy jednak podkreślić, że gorsza rozdzielczość przestrzenna paneli paskich może być skompensowana przez podwyższenie wartości SNR. W wyniku właściwego zastosowania reguły kompensacji efektywna wykrywalność drobnych nieciągłości może być lepsza niż na radiogramach CR lub radiogramach błonowych.

Celem niniejszego referatu jest opis budowy i działania różnych typów paneli paskich oraz przedyskutowanie ich podstawowych parametrów z punktu widzenia zastosowania w badaniach nieniszczących. Należy podkreślić, że prawidłowe wydobycie informacji techniki DR rozpoczyna się na etapie właściwego doboru parametrów oraz opcji panelu w odniesieniu do zakresu badań wykonywanych przez określone laboratorium. Niewłaściwy dobór panelu skutkować może nie tylko niespełnieniem określonych wymagań jakościowych lub też stratami ekonomicznymi wynikającymi z przedwczesnego zużycia lub uszkodzenia panelu.

. Podstawowe rodzaje paneli paskich

Detektory promieniowania określane mianem paneli paskich FPD (Flat Panel Detectors) można podzielić na dwa podstawowe rodzaje: panele z detekcją bezpośrednią oraz panele z przemianą pośrednią.

W panelach z detekcją bezpośrednią fotony promieniowania rentgenowskiego padają bezpośrednio na matrycę detektora i generują w jej fotodiodach lub fotorezystorach pary ładunków elektrycznych elektron-dziura, które następnie rozdzielane w polu elektrycznym fotoelementu i gromadzone na jego elektrodach. Po określonym czasie naświetlania, zwanym czasem ramki, ładunki te odczytywane są przez elektronikę panelu, wzmacniane i zamieniane na formę cyfrową. W rezultacie tego procesu, odczytany z matrycy detektora rozdzielony ładunek elektryczny tworzy obraz cyfrowy umożliwiający wyświetlenie na ekranie komputera. Z punktu widzenia zastosowania w badaniach nieniszczących podstawowych wad obecnie produkowanych paneli z detekcją bezpośrednią jest fakt, że ich fotodiody lub fotorezystory w niewielkim stopniu pochłaniają promieniowanie rentgenowskie (lub gamma) o energiach typowych dla badań nieniszczących. Najlepsze produkowane obecnie panele bezpośrednie, oparte na fotorezystorach z amorficznym selenem (a-Se), mogłyby być wykorzystane do detekcji promieniowania rentgenowskiego w zakresie poniżej 150 kV. Dopiero wprowadzenie na rynek paneli bezpośrednich wykorzystujących detektory półprzewodnikowe wykonane z materiałów o dużej liczbie atomowej (np. CdTe, HgI₂, PbI₂) może spowodować, że stan się one bardziej przydatne w obszarze badań nieniszczących. Na obecnym etapie zastosowanie paneli bezpośrednich w NDT musi być ograniczone do badań wykonywanych różnymi niskoenergetycznymi, takimi jak przezświetlanie elektronicznych obwodów drukowanych czy innych drobnych elementów wykonanych z materiałów o niskiej liczbie atomowej.

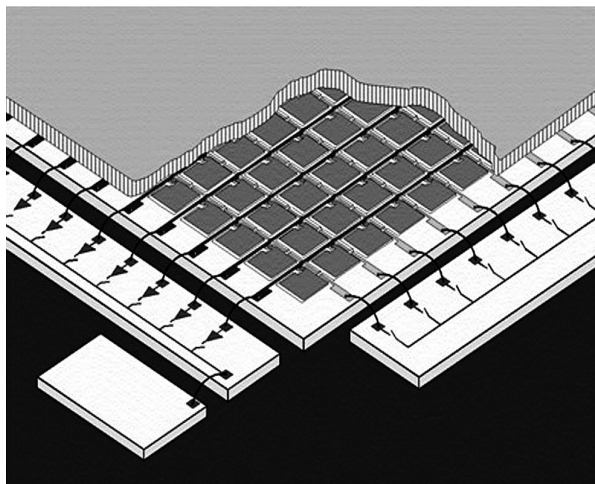
Zupełnie nowym rodzajem paneli paskich są tzw. panele PCD (Photon Counting Detectors) zliczające fotony promieniowania padające na poszczególne piksele detektora [3] nie zaś sumujące ich energie. Co istotne, panele takie mogą jednocześnie zliczać fotony w różnych przedziałach energetycznych. Pozwala to np. odseparować niskoenergetyczne promieniowanie rozproszone, które jest przyczyną obniżenia kontrastu i rozdzielczości obrazu w tradycyjnej radiografii. Dzięki selektywnej rejestracji fotonów przez wietlane obiekty mogą być zobrazowane w różnych przedziałach energii promieniowania, co umożliwia dokładniejszą analizę ich składu i struktury wewnętrznej. Selektywne zliczanie fotonów na poziomie pikseli możliwe jest dzięki zastosowaniu w ich strukturze układów CMOS o dużej skali integracji realizujących te dodatkowe funkcje. Obecnie złożeń układów elektronicznych w strukturze pikseli powoduje jednak zwiększenie ich wrażliwości na uszkodzenie przez promieniowanie jonizujące oraz nieuchronne skrócenie czasu eksploatacji.

Panele PCD są obecnie na etapie badań laboratoryjnych i nie należy spodziewać się ich komercjalizacji w najbliższym czasie. Dotyczy to zwłaszcza zastosowania w badaniach nieniszczących, w których wykorzystuje się promieniowanie

o znacznie wyższych energiach niż w zastosowaniach medycznych, pod tymi warunkami konstruowane są nowe typy paneli.

Paneli paski z przemianami pośrednimi

Podstawowe znaczenie w badaniach nieniszczących mają obecnie klasyczne panele paski z przemianami pośrednimi, które zostaną poniżej omówione w sposób bardziej szczegółowy. Ogólny schemat paneli paski z przemianami pośrednimi pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Budowa paneli paski z przemianami pośrednimi. Ekran scyntylacyjny znajduje się nad matrycą pikseli rejestrujących fotony optyczne wytworzone w scyntylatorze wskutek oddziaływania promieniowania jonizującego.

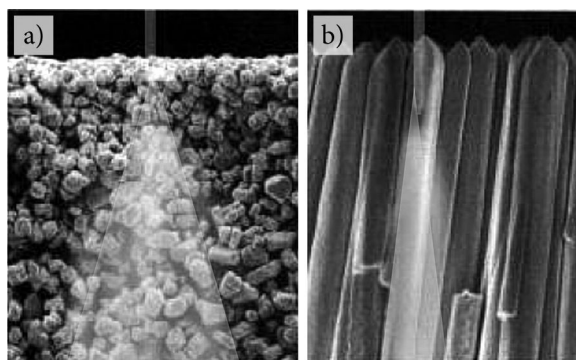
Fig. 1. Construction of indirect panel detector. The scintillation screen is located above the pixel array recording optical photons produced in the scintillator layer due to the effects of ionizing radiation.

Panel tego typu składa się z dwóch podstawowych elementów funkcjonalnych: ekranu scyntylacyjnego, którego zadaniem jest przetwarzanie padającego promieniowania rentgenowskiego w promieniowanie widzialne oraz matrycy z jednej z wielu warstw pikseli, której zadaniem jest przetworzenie obrazu widzialnego, wytworzonego na ekranie scyntylacyjnym, w rozdzielczości elementów elektrycznych na elementy warstw pikseli. Rozdzielczość ten jest następnie odczytywany przez elektronikę panelu i przetwarzany na obraz cyfrowy zapisywany w pamięci komputera.

Ekran scyntylacyjny musi zapewnić odpowiedni czułość systemu detekcyjnego na padające promieniowanie. Oznacza to, że powinien on absorbować możliwie wysoki procent padających fotonów promieniowania rentgenowskiego i efektywnie zamieniać ich energię na emitowane wtórnie fotony optyczne. Ekran scyntylacyjny opracowane na potrzeby zastosowań medycznych wykonane były z polikrystalicznego $Gd_2O_2S:Tb$ (w skrócie GOS) i charakteryzowały się dobrą czułością na promieniowanie o energiach poniżej 100 keV. W zakresie energii typowym dla badań nieniszczących ich czułość była jednak zdecydowanie niewystarczająca. Podwyższenie czułości tego rodzaju ekranów przez prostsze zwiększenie ich grubości nie było dobrym rozwiązaniem, ponieważ wzrost grubości ekranu powoduje nieuchronne

pogorszenie jego rozdzielczości przestrzennej. Wynika to z silnego rozpraszania fotonów optycznych w polikrystalicznej strukturze scyntylatora, co schematycznie pokazano na rys. 2a.

Skutecznym rozwiązaniem problemu okazało się opracowanie nowego typu ekranów scyntylacyjnych wykonanych z wydłużonych monokryształów $CsI:Tl$ (jodku ceszu domieszkowanego talem) o strukturze igłowej (Rys. 2b.). Kryształy $CsI:Tl$ mają podobne właściwości scyntylacyjne jak kryształy $Gd_2O_2S:Tb$ (emitują średnio 54 fotony optyczne na każdy 1 keV zabsorbowanej energii) jednak pozwalają na wytwarzanie grubych ekranów scyntylacyjnych, w których wydłużone monokryształy stanowią falowody optyczne prowadzące wytworzone fotony bezpośrednio do powierzchni matrycy, wiat oczu nie pozwalając na ich rozpraszanie w kierunku poprzecznym. Zaletą strukturyzowanego $CsI:Tl$ w stosunku do polikrystalicznych materiałów scyntylacyjnych jest również to, że silnie absorbuje fotony scyntylacyjne wytworzone w grubości ekranu nie pochłaniając ich przy przechodzeniu granic ziaren lub w fazie między nimi.



Rys. 2. Rozpraszanie fotonów scyntylacyjnych w warstwie scyntylatora o strukturze: a) polikrystalicznej, b) igłowej.

Fig. 2. Scattering of scintillation photons in the scintillator layer made of: a) polycrystals, b) needle like crystals.

Fotony optyczne wytworzone w ekranie scyntylacyjnym rejestrowane są przez elementy warstw matrycy detektora (Rys. 1.). Matryce nowoczesnych paneli składają się z wielu milionów pikseli, z których każdy zawiera fotodiody oraz dodatkowe elementy sterujące wykonane w technologii półprzewodnikowej.

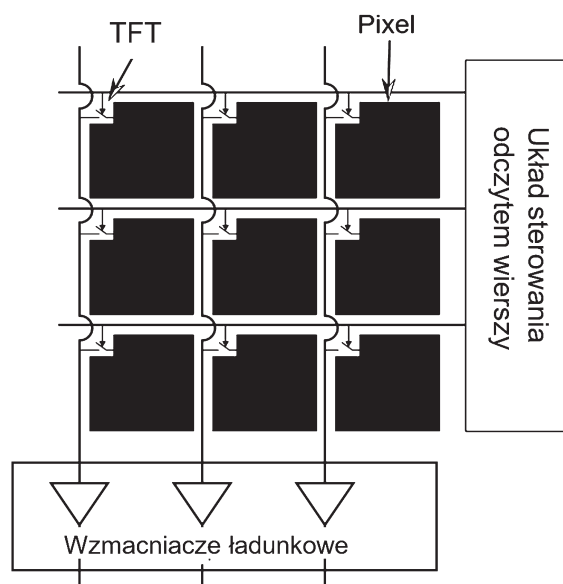
Najstarszym i najbardziej rozpowszechnionym typem matryc stosowanych w panelach paski są matryce oparte na amorficznym krzemie (a-Si) z tranzystorami TFT. Schemat budowy takiej matrycy pokazano na rys. 3.

Podstawowym elementem strukturalnym matrycy a-Si jest pojedynczy piksel, którego przekrój pokazano na rys. 4.

Aktywnym elementem piksela jest fotodiody typu p-i-n wykonana z amorficznego krzemu (a-Si). Przerwa energetyczna tego półprzewodnika (1,5 ÷ 1,6 eV) odpowiada maksimum widma promieniowania scyntylacyjnego emitowanego przez kryształy i scyntylatora $CsI:Tl$ (długość fali $\lambda = 550$ nm). Oznacza to, że fotony scyntylacyjne będą w takiej fotodiodzie niemal całkowicie absorbowane i zamieniane na pary ładunków elektrycznych e-h.

Fotodiody a-Si zajmują od 35% do 85% powierzchni

piksela w zale no ci od konstrukcji matrycy. Czym wi ksza relatywna powierzchnia fotodiody wzgl dem ca kowitej powierzchni piksela (tzw. fill factor) tym wi ksza sprawno panelu w przetwarzaniu obrazu radiogra cznego na obraz cyfrowy. Niestety, wraz ze zmniejszaniem si rozmiarów piksela (czyli podwy szaniem rozdzielczo ci matrycy) coraz trudniej uzyska wysok warto wspó czynnika wype nienia. Oznacza to, e ograniczenia technologiczne powoduj konieczno zachowania kompromisu pomi dzy wysok rozdzielczo ci przestrzenn a czu o ci panelu na promieniowanie. W obecnym stanie techniki minimalny rozmiar piksela matryc a-Si, nie powoduj cy jeszcze nadmiernego spadku wspó czynnika wype nienia, wynosi 100 130 μm .



Rys. 3. Podstawowy schemat budowy matrycy a-Si z uk adem linii steruj cych (poziomych), linii sygna owych (pionowych) oraz zespo em wzmacniaczy ładunkowych.

Fig. 3. Basic layout of the a-Si matrix with control lines (horizontal), signal lines (vertical) and multiple charge amplifiers.

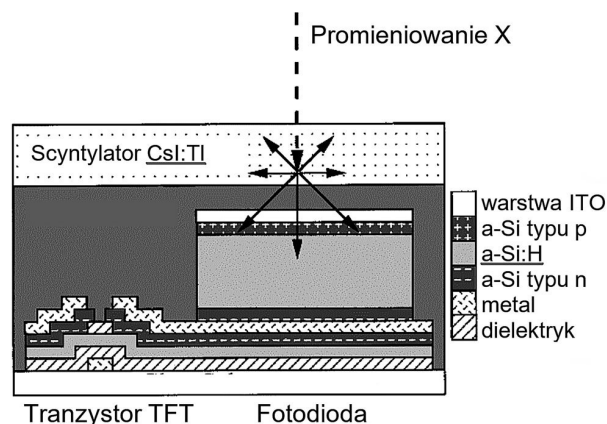
Aby umo liwi swobodne przenikanie fotonów optycznych do wn trza fotodiody, jej górna elektroda wykonana jest z przezroczystego przewodnika ITO (tlenek cyny indu). Fotony optyczne absorbowane w rodkowej, nieomieszkowanej warstwie fotodiody wytwarzaj pary swobodnych no ników elektron-dziura (e-h). Poniewa fotodioda jest spolaryzowana zaporowo ładunki te rozdzielane s w polu elektrycznym i gromadz si na jej elektrodach. Czym wi cej fotonów optycznych poch onie fotodioda podczas ekspozycji, tym wi cej ładunku elektrycznego zgromadzi si na jej elektrodach. Po zako czeniu ekspozycji rozkad ładunków elektrycznych zgromadzonych na fotodiadach stanowi radiogra czny obraz utajony.

W tym miejscu nale y zauwa y, e nie ca y ładunek elektryczny wygenerowany w obj to ci fotodiody jest gromadzony na jej elektrodach. Cz wygenerowanych elektronów i dziur zostaje wychwycona w pu apkach energetycznych zwi zanych z defektami punktowymi pó przewodnika a-Si i nie dociera do elektrod fotodiody w czasie bie cego cyklu pracy. ładunki te mog by jednak uwalniane w kolejnych cyklach pracy systemu (odczytach ramki) powoduj c efekt

opó nionego obrazu (image lag) widoczny w przypadku dynamicznego trybu pracy panelu.

Drugim podstawowym elementem sk adowym piksela jest cienkowarstwowy tranzystor polowy TFT. ród o tego tranzystora po czone jest z elektrod n fotodiody, natomiast dren z linii danych matrycy pod czon do wzmacniacza ładunkowego (Rys. 3). Bramka tranzystora TFT po czona jest z linii sterowania, za pomoc której uk ad sterowania odczytem ramki prze cza tranzystory TFT w stan przewodzenia. Tranzystory TFT pe ni w opisanym uk adzie funkcj miniaturowych prze czników cznych elektrody fotodiad z elektronik odczytuj c panelu. Umo liwiaj one szybkie prze czenie wielkiej liczby pikseli za pomoc stosunkowo ma ych mocy dzi ki czemu matryca a-Si nie nagrzewa si podczas pracy a ca y panel mo e by zasilany z akumulatorów przez stosunkowo d ugi okres czasu.

Podczas ekspozycji wszystkie tranzystory TFT matrycy s rozwarte umo liwiaj c gromadzenie si ładunków elektrycznych na fotodiadach pikseli. W rezultacie, po zako czeniu ekspozycji, uzyskujemy radiogra czny obraz utajony w postaci rozkadu ładunków na fotodiadach matrycy. Obraz ten jest odczytywany przez elektronik panelu w nast puj cy sposób.



Rys. 4. Schematyczny przekrój pojedynczego piksela matrycy a-Si.

Fig. 4. Schematic cross section of a single pixel of the a-Si matrix.

Uk ad sterowania odczytem ramki prze cza napi cie kolejnych linii steruj cych tak, aby wprowadzi tranzystory TFT pod czone do danej linii (wiersza matrycy) w stan przewodzenia. Po zwarciu prze czników TFT danej linii ładunki zgromadzone na jej fotodiadach przep ywaj za po rednictwem linii sygna owych do odpowiednich wej wielokana owego wzmacniacza ładunkowego (patrz rys. 3). Wzmacniacze ładunkowe wytwarzaj na swoich wyj ciach napi cia proporcjonalne do ładunku, który wp yn na ich wej cia. Napi cia te s nast pnie multipleksowane i poddawane digitalizacji za pomoc przetworników ADC. W ten sposób odczytywany jest obraz z pojedynczego wiersza pikseli matrycy. Po jego odczycie tranzystory odczytanej linii s zamykane, natomiast w stan przewodzenia wprowadzane s tranzystory kolejnej linii matrycy i nast puje odczyt jej obrazu utajonego. W ten sposób, linia po linii, dokonywany jest odczyt wszystkich linii matrycy czyli tzw. ramki obrazu.

Obraz odczytany przez panel przesyany jest do pamięci komputera sterującego w formie cyfrowej. Główna bitowa obrazu cyfrowego rejestrowanego przez aktualnie produkowane typy paneli wynosi od 12 do 16 bitów.

Po zakończeniu odczytu ramki obrazu panel gotowy jest do ponownego naświetlenia i odczytu. Daje to możliwość wielokrotnego powtarzania odczytów obrazu z częstotliwością dochodzącą do kilkudziesięciu ramek na sekundę i prezentowania go na ekranie komputera w czasie rzeczywistym. Ten tryb pracy panelu, nazywany trybem fluoroskopowym, wykorzystywany jest często w badaniach medycznych. Można go jednak wykorzystać także w standardowych badaniach radiograficznych wykonując kilka lub kilkanaście kolejnych odczytów ramki w czasie jednej ekspozycji a następnie uśredniając odczytane obrazy. Dzięki takiemu zabiegowi można uzyskać radiogramy cyfrowe o wysokich wartościach SNR bez wchodzenia w obszar nieliniowości panelu, który w zależności od jego konstrukcji i parametrów pracy, zaczyna się przy wartościach GV wynoszących od 60% do 90% zakresu dynamiki panelu.

Przedstawiony powyżej opis matrycy wiąta oczu dotyczy klasycznych, najczęściej wykorzystywanych matryc a-Si z tranzystorami TFT. Cechą charakterystyczną tych matryc jest to, że ich piksele są pasywne tj. jedynie gromadzą ładunki elektryczne, nie wzmacniają ich jednak przed przesłaniem do elektroniki odczytującej panelu. Rozwiązanie takie skutkuje obniżeniem stosunku sygnału do szumu oraz powoduje znaczne spowolnienie procesu odczytu ramki obrazu z matrycy panelu.

W związku z wymienionymi ograniczeniami w najnowszych konstrukcjach paneli pasywnych zastosowano matryce CMOS, które charakteryzują się tym, że ich piksele zawierają w sobie aktywne układy elektroniczne zbudowane w technologii CMOS. Układy te wzmacniają sygnał piksela jeszcze przed przesłaniem go do zewnętrznej elektroniki panelu. Poprawia to stosunek sygnału do szumu - SNR oraz przyspiesza proces odczytu ramki obrazu.

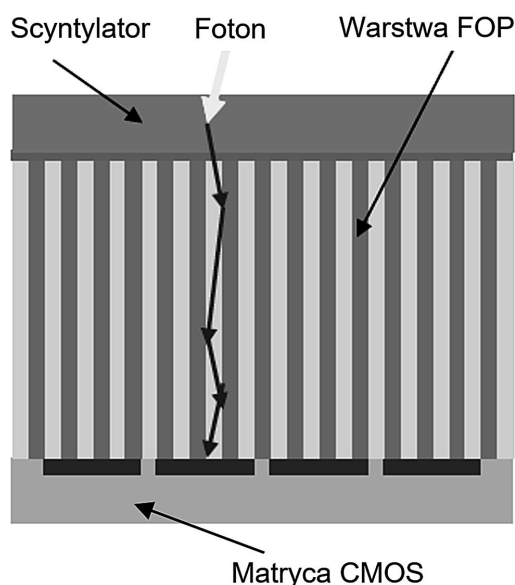
Te niewątpliwie zalety paneli pasywnych z matrycami CMOS są jednak okupione ich zwiększonymi kosztami na promieniowanie. W celu ochrony przed promieniowaniem matryce CMOS osłonięte są dodatkowymi warstwami FOP (Fiber Optic Plate) wykonanymi ze światłowodów i umieszczonymi pomiędzy ekranem scyntylacyjnym a powierzchnią matrycy wiąta oczu (Rys. 5.).

Ochrona matrycy CMOS za pomocą warstwy FOP jest skuteczna jedynie w zakresie niskich energii promieniowania. Przykładowo, dla paneli Dexela 1512NDT producent dopuszcza maksymalne napięcie lamp rentgenowskich 160 kV, natomiast dla modeli Dexela 2315NDT oraz 2923NDT napięcie do 225 kV. Paneli takich nie powinno się stosować przy wyższych napięciach lamp rentgenowskich lub ze źródłami promieniowania typu Ir-192 czy Co-60.

. Dobór parametrów panelu do przewidywanych zastosowań

Przedstawiony opis budowy i działania paneli pasywnych daje podstawę do zrozumienia ich podstawowych parametrów funkcjonalnych, co jest warunkiem prawidłowego

doboru panelu do określonych zastosowań. Proces optymalnego wyboru rodzaju, typu oraz opcji panelu jest złożonym zagadnieniem, obejmującym zarówno zagadnienia techniczne, jak też aspekty organizacyjne i ekonomiczne dotyczące pracy konkretnego laboratorium. Poniżej przedyskutowano najważniejsze aspekty techniczne, które powinny być uwzględnione przy wyborze typu panelu. Z uwagi na przewidywane skalę potencjalnych zastosowań główną uwagę skoncentrowano na wdrożeniu paneli pasywnych do radiograficznych badań złączy spawanych. W tym przypadku punktem wyjścia przy analizie parametrów paneli mogą być wymagania normy PN-EN ISO 17636-2 [12].



Rys. 5. Schematyczny przekrój panelu pasywnego z matrycą typu CMOS.

Fig. 5. Schematic cross section of a CMOS passive panel.

. Rodzaj panelu

Z przedstawionego opisu wynika, że podstawowym kryterium przy wyborze rodzaju panelu (panel bezpasywny czy z przemianami promieniotwórczymi), matryca TTL czy matryca CMOS) musi być zakres energii promieniowania, jaki będzie stosowany podczas badań.

Panele bezpasywne (na bazie a-Se) mogą być efektywnie wykorzystywane w zakresie napięć lamp rentgenowskich poniżej 150 kV. Ich główną zaletą jest wysoka rozdzielczość przestrzenna sięgająca do 50 μm. Zastosowanie tego typu detektorów w badaniach nieniszczących może obejmować przede wszystkim badania drukowanych lub badanych drobnych elementów wykonanych z materiałów o niskiej liczbie atomowej.

W zdecydowanej większości zastosowań w obszarze badań nieniszczących optymalne będą jednak panele pasywne z przemianami promieniotwórczymi ze standardowymi matrycami a-Si opartymi na tranzystorach TTL lub z matrycami CMOS z aktywnymi pikselami.

Podstawowymi zaletami paneli pasywnych z nowoczesnymi matrycami CMOS są: zwiększona szybkość odczytywania obrazu radiograficznego (liczba ramek na sekundę) oraz lepszy SNR przy małej ekspozycji. Zalety te mogą być bardzo

istotne np. w zautomatyzowanych badaniach na linii produkcyjnej lub też w badaniach dynamicznych, w których analizuje się działanie ruchomych elementów przez wietlanego mechanizmu. W bardziej typowych zastosowaniach w obszarze badań nieniszczących wspomniane zalety matryc CMOS nie będą decydujące, natomiast dużym problemem może się stać ich relatywnie niska odporność na promieniowanie. Oznacza to, że w wielu przypadkach lepszym rozwiązaniem będzie wybór konwencjonalnego panelu paskiego ze standardów matryc TTL.

• Rodzaj scyntylatora

W przypadku panelu z przemianą po redni kluczowe znaczenie ma rodzaj oraz grubość warstwy materiału scyntylacyjnego. Jedynie stosunkowo grube (500–1000 μm) ekrany scyntylacyjne wykonane z monokrystalicznego CsI:Tl umożliwi skuteczny detekcję promieniowania ze ród izotopowych (Se-75, Ir-192, Co-60) oraz lamp rentgenowskich o napięciach rzędu 300 kV. Takie opcje paneli z ekranami scyntylacyjnymi wykonanymi z GOS mogą być rozwinięte w przypadku systematycznego stosowania niskich energii promieniowania (rzędu 200 kV) lub też do prowadzenia badań niewymagających wysokiej rozdzielczości przestrzennej, w których zwrócona grubo polikrystalicznego scyntylatora GOS nie będzie stanowiła problemu. Przykładem tego rodzaju badań są np. pomiary ubytków korozyjnych rurociągów czy wietlenia odlewów ogólnego przeznaczenia.

• Rozmiar piksela

Jednym z podstawowych parametrów panelu paskiego jest rozmiar piksela zdejmowany jako odległość między rodkami sąsiadujących pikseli (pixel pitch).

Rozmiary pikseli produkowanych obecnie paneli paskich zawierają się w granicach od 50 do 250 μm. Z wielkość piksela wiążą się podstawowe rozdzielczości przestrzenne detektora - SRb zdejmowana w normach badań radiograficznych [10,11,12] jako jeden z podstawowych parametrów systemu badawczego. Wartość SRb wyznaczana jest z normowych testów systemu badawczego wykonywanych za pomocą wskaźnika typu duplex. Z reguły jest ona zbliżona do rozmiarów piksela testowanego panelu paskiego.

W przypadku badań złączy spawanych należy przeanalizować wymagania normy [12] dotyczące podstawowej rozdzielczości przestrzennej systemu i na tej podstawie określić wymagany rozmiar piksela panelu paskiego. Rozpatrzmy szczególnie owe wymagania tej normy dla technik klasy B przytoczone w tabeli 1.

Przyjmijmy dla przykładu, że panel paski ma rozmiar piksela równy 100 μm (0,10 mm). Odnosząc się bezpośrednio do tabeli 1 możemy odczytać, że panel taki może być stosowany do badań złączy spawanych pod warunkiem, że wietlana grubość materiału będzie większa od 12 mm. Jednak norma EN ISO 17636-2 daje możliwość zastosowania drugiej zasady kompensacji CP II, która mówi, że jeśli nie możemy osiągnąć wymaganej rozdzielczości przestrzennej systemu SRb to w celu skompensowania tego braku możemy odpowiednio podwyższyć SNR radiogramu cyfrowego. Podwyższony SNR

musi zapewnić uwidocznienie jednego dodatkowego pręcika wskaźnika IQI dla każdej brakującej pary pręcików wskaźnika typu duplex. Zasada kompensacji CP II może być zastosowana dla maksymalnie dwóch par brakujących pręcików.

Tab. 1. Maksymalne dopuszczalne podstawowe rozdzielczości przestrzenne SRb systemu badawczego dla technik klasy B normy EN ISO 17636-2.

Tab. 1. Maximum acceptable basic spatial resolutions SRb of the test system for class B techniques according to EN ISO 17636-2.

Prześwietlana grubość materiału u ^a , mm	Nr wskaźnika typu duplex maksymalna nieostrość (ISO 19232-6) ^b , mm	Maksymalna dopuszczalna podstawowa rozdzielczość przestrzenna SR ^b , mm
w < 1,5	D 13+ 0,08	0,04
1,5 < w < 4	D 13 0,10	0,05
4 < w < 8	D 12 0,125	0,063
8 < w < 12	D 11 0,16	0,08
12 < w < 40	D 10 0,20	0,10
40 < w < 120	D 9 0,26	0,13
120 < w < 200	D 8 0,32	0,16
w > 200	D 7 0,40	0,20

^aDla technik prześwietlania przez dwie ścianki, z oceną jednej, zamiast w należy stosować grubość nominalną pojedynczej ścianki.
^bPodane wartości wskaźników IQI dotyczą technik kontaktowych. Dla technik projekcyjnych z geometrycznym powiększeniem odczyt IQI należy wykonać na radiogramie referencyjnym.
^cWartość D 13+ jest osiągnięta, gdy para pręcików D 13 jest rozdzielona do kąta intensywności między pręcikami gębszym niż 20% intensywności maksymalnej.

Stosując zasadę CP II w rozpatrywanym przypadku widoczne jest, że panel o 100 μm rozmiarze piksela może być stosowany do badań złączy spawanych w klasie B dla prześwietlanych grubości materiału powyżej 4 mm. Warunkiem tego jest jednak uzyskanie odpowiednio zwróconej liczby widocznych na radiogramie pręcików IQI. Można to osiągnąć przez zwiększenie SNR radiogramu oraz optymalizację innych parametrów techniki radiograficznej (np. zmniejszenie nieostrości geometrycznej, ograniczenie promieniowania rozproszonego).

• Zakres energii i odporność na promieniowanie

Panele paskie są z reguły wystawiane na bezpośrednie oddziaływanie promieniowania jonizującego i tym samym narażone na uszkodzenia powodowane przez to promieniowanie. Najbardziej wrażliwymi elementami paneli są jego układy elektroniczne. Z tego względu w elektronice paneli (układy zasilające, układy sterowania odczytem ramki, wzmacniacze adunkowe, multipleksery, przetworniki ADC) umieszczana jest poza obszarem matrycy wiatoczuje, tak aby można było zabezpieczyć dodatkowymi osłonami bloki promieniowania. Jednak sama matryca, z zasady nie może być chroniona przed promieniowaniem, ponieważ

ma je rejestrowa w mo liwie najbardziej efektywny sposób. Oznacza to, e elementy elektroniczne wchodzą ce w skład matrycy b d stopniowo akumulowa du e dawki promieniowania i podlega procesom degradacji. Jak wynika z przeprowadzonych bada [13] najbardziej nara onymi na degradacj elementami klasycznej matrycy a-Si s cienkowarstwowe tranzystory TFT steruj ce odczytem adunku z poszczególnych pikseli. Najwa niejszym przejawem ich uszkodzenia s , wzrastaj ce wraz z akumulowan dawk , pr dy up ywu (leakage currents) w stanie wy czenia tranzystora. Oznacza to, e adunek elektryczny gromadzony na fotodiodach podczas ekspozycji, zamiast by ca kowicie zablokowany a do momentu odczytu ramki, wycieka z piksela w sposób niekontrolowany. Powoduje to stopniowy spadek czu o ci panelu (adunki które wyciekaj wskutek nieszczelno ci tranzystorów TFT trzeba uzupe nia przez przed u anie czasu ekspozycji) jak równie wzrost poziomu szumów. Z punktu widzenia u ytkownika oznacza to, e SNR uzyskiwanych radiogramów ulega stopniowemu pogorszeniu pomimo stosowania tych samych ekspozycji. W sytuacji, gdy uszkodzenia poszczególnych pikseli przekroczone s przez producenta granice, oprogramowanie steruj ce panelu wy czy te piksele ca kowicie. Poziomy sygna u dla takich pikseli uzyskiwane s programowo poprzez u rednianie sygna u odczytywanego z s iaduj cych pikseli. Oczywi cie procedura programowej korekcji uszkodzonych pikseli ma swoje granice.

Poziom zabezpieczenia przed promieniowaniem ró nych typów paneli jest bardzo ró nicowany. Jest on po rednio okre lany przez producentów za pomoc dwóch parametrów: zakresu energii (energy range) oraz odporno ci na promieniowanie (radiation hardness).

Zakres energii promieniowania (energy range) podawany w specyfikacji panelu nie powinien by przekraczany podczas jego u ytkowania ze wzgl du na ryzyko przedczesnego uszkodzenia panelu spowodowanego napromieniowaniem. Mo e to spowodowa tak e utrat gwarancji dawanej przez producenta.

Odporno na promieniowanie (radiation hardness) jest parametrem, który okre la maksymaln skumulowan dawk promieniowania jak dany panel mo e poch on podczas normalnej eksploatacji. Przyk adowo, dla paneli rmy Varian serii PaxScan, producent podaje warto 1 MRad czyli 10 kGy. Ze wzgl du na podobn struktur elementów pó przewodnikowych ró nych typów matryc TFT warto ta mo e by traktowana jako typowa dla klasycznych paneli z tego rodzaju matryc .

Dla paneli z matrycami CMOS producenci nie podaj parametru odporno ci na promieniowanie, jednak z dost pnych danych literaturowych [14] wynika, e matryce CMOS wykazuj gwa towny wzrost pr dów up ywu ju przy skumulowanych dawkach rz du 700 Gy.

. Rozmiary matrycy

Rozmiary matryc dost pnych komercyjnie paneli p askich zawieraj w granicach od 13 x 8 cm (1024 x 640 pikseli) do 41 x 41 cm (4096 x 4096 pikseli). Rozmiary aktywnej cz ci matrycy panelu nale y dobra pod k tem przewidywanych

zastosowa . Nie zawsze najwi ksza matryca jest najlepszym rozwizaniem. Np. do bada z czy spawanych ruroci gów wystarczaj cy mo e by panel o wymiarach 15 x 15 cm wspó pracuj cy ze skanerem automatycznie przemieszczaj cym panel wzd u spoiny w celu szybkiego wykonania kilku czy kilkunastu ekspozycji wymaganych dla prze wietlenia ca ego obwodu. Zbyt du e rozmiary panelu, oprócz zwi kszonych kosztów, mog utrudnia praktyczne operowanie panelem w warunkach ograniczonego dost pu, spowalnia dzia nie panelu oraz powodowa zwi kszony pobór energii elektrycznej i zwi zan z tym konieczno cz stego adowania akumulatorów. Du e rozmiary matrycy panelu mog by jednak konieczne w przypadku prze wietlania obiektów o wi kszych rozmiarach i z o onym kształcie.

. Mo liwo ci regulowania parametrów pracy panelu

Przy wyborze typu panelu p askiego nale y zwróci uwag na mo liwo ci sterowania okre lonymi parametrami jego pracy.

Wa nym parametrem panelu jest minimalny czas ramki (integration time), który okre la minimalny czas ekspozycji, po którym obraz mo e zosta odczytany. Czas ten determinuje szybko prac panelu (frame rate) i ma szczególne znaczenie w przypadku stosowania panelu w modzie uroskopowym do dynamicznej obserwacji badanych obiektów. Z punktu widzenia zastosowa typowo radiograficznych minimalny czas ramki nie jest parametrem krytycznym jednak panel powinien umo liwia nastawianie czasów ramki w mo liwie szerokim zakresie.

Wa nym aspektem sterowania prac panelu jest mo liwo zmiany jego wzmocnienia (gain). Jest to szczególnie istotne w przypadku stosowania panelu do bada obiektów o ró nej grubo ci oraz przy zmieniaj cych si wymaganiach odno nie SNR. Panel musi zapewnia mo liwo efektywnej pracy (tj. uzyskiwania odpowiednio du ych warto ci GV przy ró znych czasach ekspozycji) zarówno przy ma ych jak i du ych mocach dawki. Parametr wzmocnienia panelu uto samiany jest cz sto z pojemno ci piksela wyra an w pF. Ró ne warto ci pojemno ci odpowiadaj ró nym wzmocnieniom panelu, przy czym zale no ta jest odwrotnie proporcjonalna: tj. im wi ksza pojemno piksela, tym mniejsze wzmocnienie jego sygna u.

Kolejnym wa nym aspektem sterowania parametrami panelu jest opcja wirtualnego grupowania pikseli (pixel binning) czyli, realizowanego sprz towo, sumowania sygna u z kilku przylegaj cych pikseli i dalszego traktowania tej sumy jak sygna u pochodz ce go z jednego wirtualnego piksela. W ten sposób mo na efektywnie obni y rozdzielczo panelu (np. grupuj c piksele w blokach 2x2), uzyskuj c w zamian wzrost SNR, dynamiki zobrazowania oraz szybko ci pracy panelu. Opcja taka mo e by przydatna np. przy badaniach elementów o zmiennej grubo ci i z o onym kształcie, niewymagaj cych jednak najwyszych rozdzielczo ci przestrzennych.

. Oprogramowanie panelu

Przy zakupie panelu nale y zwróci baczn uwag na mo liwo ci programu steruj ce go prac panelu oraz analiz

