

Sławomir Mackiewicz
IPPT PAN

PANELE PŁASKIE Z PRZEMIANĄ POŚREDNIĄ ORAZ MOŻLIWOŚCI ICH WYKORZYSTANIA W BADANIACH NIENISZCZĄCYCH

1. Wstęp

Radiografia cyfrowa może być realizowana przy wykorzystaniu dwóch głównych rodzajów systemów detekcji określanych skrótowo jako systemy CR oraz DR [1]. Systemy CR, bazujące na pamięciowych płytach luminoforowych, były często traktowane jako najszybsza i najłatwiejsza droga przejścia z radiografii błonowej do radiografii cyfrowej. Z tego powodu były one szczegółowo opisywane i dyskutowane na poprzednich konferencjach KKBR. Jednak w ostatnich latach wprowadzono kilka ważnych udoskonaleń w dziedzinie systemów radiografii bezpośredniej DR, które w istotny sposób przybliżyły parametry tych urządzeń do wymagań występujących w badaniach nieniszczących.

Systemy radiografii bezpośredniej są znane i produkowane od wielu lat, jednak ich podstawowym polem zastosowań były dotychczas badania medyczne oraz kontrole związane z sferą bezpieczeństwa (np. skanery bagażu na lotniskach). Wiąże się to jednak z faktem, że ich konstrukcję optymalizowano pod kątem wymagań nieco odmiennych niż te, które występują w badaniach nieniszczących. Przykładowo w systemach medycznych podstawowym wymaganiem jest redukcja czasu ekspozycji oraz dawki promieniowania otrzymywanej przez pacjenta, nie zaś jakość obrazu definiowana w kategoriach podstawowej rozdzielczości przestrzennej lub SNR. Rozdzielczość obrazu radiograficznego w granicach 200 - 500 μm jest wystarczająca dla większości zastosowań medycznych jest jednak zdecydowanie zbyt niska dla większości zastosowań z obszaru NDT. Również zakres energii promieniowania, na który optymalizowano detektory medyczne (30 - 90 kV) jest zdecydowanie zbyt niski dla radiograficznych badań nieniszczących.

Z tego powodu bezpośrednio wdrażanie do NDT paneli DR opracowanych pod kątem zastosowań medycznych natrafiało na określone problemy i ograniczenia. Problemy te zostały w ostatnich latach istotnie zmniejszone przez wprowadzenie nowych materiałów oraz

technologii elektronicznych tak, że panele DR stały się interesującą alternatywą dla radiografii błonowej oraz systemów CR.

W niniejszym referacie skoncentrowano się na opisie jednego z nowych rozwiązań - paneli płaskich opartych na aktywnej matrycy z amorficznego krzemu (a-Si) i scyntylatorze z monokrystalicznego CsI [2,3], należy jednak zauważyć, że systemy DR wykorzystują także kilka innych interesujących rozwiązań, które mogą znaleźć zastosowanie w określonych dziedzinach NDT. W szczególności należy tutaj wspomnieć systemy DR oparte na rejestracji obrazu optycznego powstającego na ekranie scyntylacyjnym za pomocą kamer CCD lub CMOS (np. polski system SMOC). Z uwagi na możliwość dobrego osłonięcia elektroniki pomiarowej systemy takie są wyjątkowo odporne na promieniowanie i mogą współpracować z różnymi rodzajami wymiennych ekranów scyntylacyjnych w bardzo szerokim zakresie energii. Ograniczeniem dla tego rodzaju systemów jest jednak stosunkowo niska detekcyjna efektywność kwantowa DQE (wynikająca z niewielkiej frakcji fotonów scyntylacyjnych trafiających do obiektywu kamery) a także znaczna waga i wymiary geometryczne. Optymalnym obszarem zastosowania dla tego rodzaju systemów jest wysokoenergetyczna radiografia obiektów grubościennych wykonywana w warunkach stacjonarnych.

Dla bardziej typowych zastosowań badań radiograficznych, takich jak prześwietlenia złączy spawanych rurociągów i konstrukcji w warunkach polowych, najbardziej obiecującym systemem radiografii DR wydają się być obecnie panele płaskie oparte na aktywnej matrycy z amorficznego krzemu (a-Si) i scyntylatorze z monokrystalicznego CsI. Decydują o tym właściwości funkcjonalne tych paneli, dostosowane w znacznym stopniu do specyfiki badań nieniszczących. Zastosowanie cienkowarstwowych tranzystorów polowych TFT opartych na a-Si (takich samych jak w matrycach monitorów LCD) pozwoliło na konstrukcję paneli o rozmiarze pojedynczego piksela rzędu 100 μm co podniosło efektywną rozdzielczość przestrzenną systemów DR do wartości akceptowalnych w badaniach nieniszczących [4,5]. Drugim kluczowym osiągnięciem było skonstruowanie ekranu scyntylacyjnego wykonanego z monokrystalicznego jodku cezu CsI:Tl o strukturze wąskich igieł prostopadłych do powierzchni. Pozwoliło to na pogrubienie warstwy scyntylatora przy jednoczesnym ograniczeniu rozpraszania fotonów scyntylacyjnych. Oznacza to możliwość detekcji promieniowania rentgenowskiego o znacznie wyższej energii niż w dotychczasowych panelach opartych na konwencjonalnych polikrystalicznych scyntylatorach z $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{:Tb}$ przy jednoczesnej poprawie rozdzielczości przestrzennej detektora.

Celem niniejszego artykułu jest przybliżenie specjalistom badań radiograficznych budowy oraz zasad działania typu paneli DR z uwypukleniem aspektów mających kluczowe znaczenia dla badań nieniszczących. Dokładne zrozumienie fizycznych podstaw działania oraz poznanie podstawowych parametrów funkcjonalnych tego typu paneli jest niezbędnym warunkiem ich prawidłowego wdrożenia do badań radiograficznych prowadzonych przez laboratorium NDT. Należy podkreślić, że nieumiejętne stosowanie tych zaawansowanych technicznie detektorów radiograficznych będzie skutkowało nie tylko uzyskiwaniem radiogramów cyfrowych niespełniających wymagań jakościowych (np. zbyt niski SNR) lecz

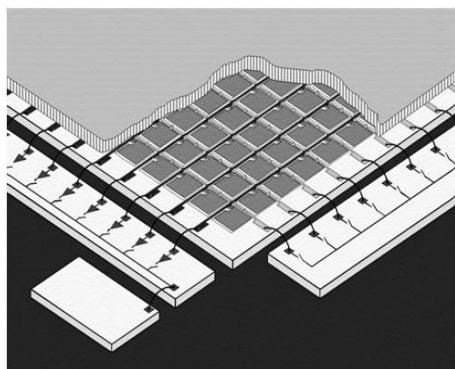
również przedwczesnym zużyciem i skróceniem czasu eksploatacji tych kosztownych i delikatnych urządzeń.

Podstawowym elementem omawianych paneli DR jest optoelektroniczna matryca złożona z wielu pikseli uszeregowanych w wiersze i kolumny nad którą umieszczona jest warstwa scyntylatora, która pochłania promieniowanie rentgenowskie i emituje w wyniku zjawiska scyntylacji fotony optyczne. Szczegółowe omówienie budowy takiej matrycy stanowi punkt wyjścia do wyjaśnienia mechanizmu tworzenia obrazu radiograficznego w panelu DR.

2. Budowa panelu DR z przemianą pośrednią opartego na matrycy a-Si

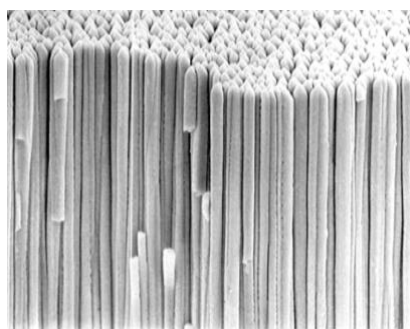
Ogólny schemat panelu DR z przemianą pośrednią pokazano na rys. 1. Panel tego typu składa się z dwóch podstawowych elementów funkcjonalnych: ekranu scyntylacyjnego, którego zadaniem jest przetwarzanie padającego promieniowania rentgenowskiego w promieniowanie widzialne oraz matrycy a-Si złożonej z wielu światłoczułych pikseli, której zadaniem jest przetworzenie obrazu optycznego na sygnał elektryczny a następnie na obraz cyfrowy zapisywany w pamięci komputera.

Ekran scyntylacyjny musi, w pierwszym rzędzie, zapewnić odpowiednią czułość systemu detekcyjnego na promieniowanie. Oznacza to, że musi on absorbować możliwie wysoki procent padających fotonów promieniowania rentgenowskiego lub gamma. Ekran scyntylacyjny opracowane na potrzeby zastosowań medycznych, bazujące na polikrystalicznym $Gd_2O_2S:Tb$, charakteryzowały się dobrą czułością w zakresie energii 30 - 90 kV jednak w zakresie energii typowych dla badań nieniszczących (100 - 400 kV) ich czułość na promieniowanie była zdecydowanie niewystarczająca. Proste rozwiązanie polegające na zwiększeniu grubości takich ekranów nie mogło być zastosowane ponieważ wzrost grubości ekranu powodował znaczący wzrost rozpraszania fotonów optycznych w polikrystalicznej warstwie scyntylatora i wynikające stąd pogorszenie rozdzielczości przestrzennej systemu.



Rys. 1. Budowa aktywnej matrycy a-Si z ekranem scyntylacyjnym, układem pikseli rejestrujących fotony optyczne oraz połączeniami linii sterujących (z prawej) oraz sygnałowych (z lewej).

Skutecznym rozwiązaniem wspomnianego dylematu okazało się opracowanie nowego typu ekranów scyntylacyjnych opartych na strukturyzowanych kryształach CsI:Tl (jodku cezu domieszkowanego Tulem) [6,7]. Kryształy CsI:Tl mają podobne właściwości scyntylacyjne jak kryształy Gd₂O₂S:Tb (emitują 54 fotony optyczne na każdy 1 keV zabsorbowanej energii) jednak pozwalają na wytwarzanie grubych ekranów o strukturze igłowej, w której poszczególne igły stanowią wydłużone monokryształy o jednakowej orientacji (patrz rys. 2).

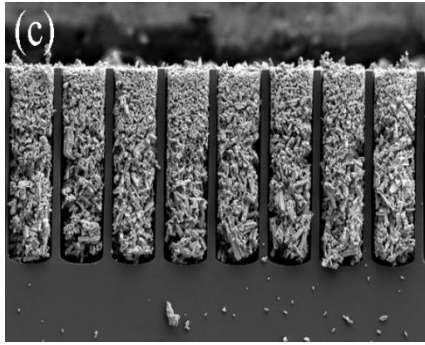


Rys. 2. Powiększenie struktury ekranu scyntylacyjnego z igłowymi kryształami CsI:Tl [6].

Monokrystaliczne igły stanowią falowody optyczne, które prowadzą wytworzone fotony scyntylacyjne bezpośrednio do powierzchni ekranu nie pozwalając im na przenikanie do sąsiadujących igieł. Dodatkową zaletą strukturyzowanego CsI:Tl w stosunku do tradycyjnych ekranów scyntylacyjnych jest to, że igły kryształu scyntylacyjnego wypełniają ponad 90% objętości ekranu podczas gdy w ekranie polikrystalicznym faza krystaliczna stanowi niespełna 60% objętości, zaś pozostałą objętość wypełnia nieaktywna faza wiążąca.

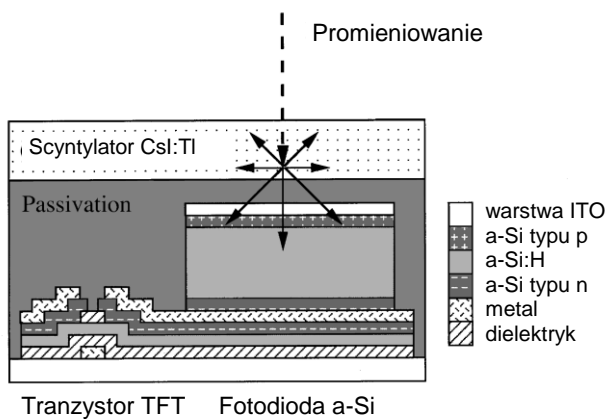
Dzięki zastosowaniu opisanych wyżej rozwiązań osiągnięto efekt zwiększonej absorpcji promieniowania rentgenowskiego o wyższej energii przy jednoczesnym ograniczeniu rozpraszania i podwyższeniu rozdzielczości przestronnej systemu.

Przykład innego, tańszego rozwiązania ekranu scyntylacyjnego dostosowanego do potrzeb badań nieniszczących pokazano na rys. 3. W tym przypadku materiałem scyntylacyjnym jest polikrystaliczny proszek CsI:Tl upakowany w zagłębieniach silikonowej formy, która tworzy bariery optyczne dla fotonów scyntylacyjnych, uniemożliwiając im przechodzenie pomiędzy sąsiadującymi komórkami ekranu scyntylacyjnego [8]. W ten sposób radykalnie zmniejszono efekt rozpraszania optycznego dla ekranów scyntylacyjnych o większej grubości. Wadą tego tańszego rozwiązania jest jednak słabe upakowanie sproszkowanego scyntylatora w otworach formy a także zwiększone pochłanianie promieniowania scyntylacyjnego na granicach kryształków, w spoiwie oraz na ściankach formy.



Rys. 3. Powiększenie struktury ekranu scyntylacyjnego z drobnymi kryształami CsI:Tl wypełniającymi zagłębienia (efektywne piksele) formy silikonowej [8].

Fotony optyczne wytworzone przez promieniowanie w ekranie scyntylacyjnym przechodzą do matrycy światłoczułej wykonanej z amorficznego krzemu. Rozpatrzmy budowę i działanie pojedynczego piksela matrycy a-Si, którego schematyczny przekrój pokazano na rys. 4



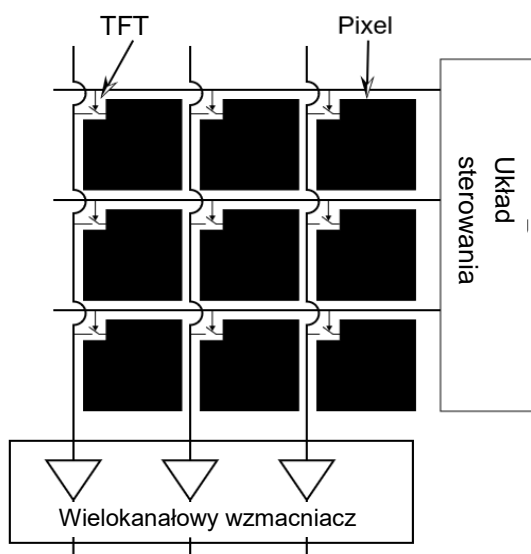
Rys. 4. Schematyczny przekrój pojedynczego piksela aktywnej matrycy a-Si [2].

Podstawowym elementem piksela jest fotodioda typu p-i-n wykonana z amorficznego krzemu (a-Si). Zastosowanie amorficznego krzemu jest podyktowane jego niską ceną oraz faktem, że jego przerwa energetyczna (1,5 - 1,6 eV) idealnie odpowiada maksimum widma promieniowania scyntylacyjnego emitowanego przez kryształy scyntylatora CsI:Tl. Oznacza to że fotony scyntylacyjne są w takiej fotodiodzie bardzo skutecznie absorbowane.

Fotodioda a-Si zajmuje od 30 do 60% powierzchni piksela, przy czym im większa powierzchnia fotodiody (tzw. *fill factor*) tym większa sprawność panelu.

Aby umożliwić swobodne przenikanie fotonów optycznych do wnętrza diody jej górna elektroda wykonana jest z przezroczystego przewodnika ITO (tlenek cyny indu). Fotony optyczne absorbowane w złączu p-i-n diody wytwarzają pary swobodnych nośników elektron-dziura. Ponieważ fotodioda jest spolaryzowana zaporowo ładunki te są rozdzielane w polu elektrycznym i gromadzą się na jej elektrodach. Czym więcej fotonów optycznych pochłonie fotodioda podczas ekspozycji tym więcej ładunku elektrycznego zgromadzi się na

jej elektrodach. Po zakończeniu ekspozycji rozkład ładunków elektrycznych zgromadzonych na fotodiodach pikseli stanowi radiograficzny obraz utajony. W tym miejscu warto wspomnieć, iż nie cały ładunek elektryczny wygenerowany w objętości fotodiod jest gromadzony na ich elektrodach. Część wygenerowanych elektronów i dziur zostaje wychwycona w pułapkach energetycznych związanych z defektami punktowymi półprzewodnika a-Si i nie dociera do elektrod w czasie bieżącego cyklu pracy. Ładunki te mogą być jednak uwolnione w kolejnych cyklach pracy (odczytach ramki) systemu powodując efekt opóźnionego obrazu (tzw. *image lag*).

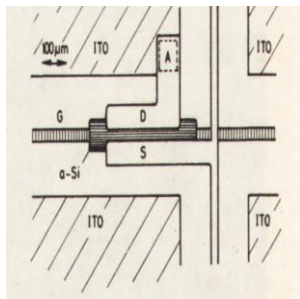


Rys. 5. Schemat połączeń linii sterujących (poziomych) oraz linii sygnałowych (pionowych) matrycy a-Si z układem sterującym oraz wielokanałowym wzmacniaczem.

Obraz utajony zapisany w postaci rozkładu ładunku elektrycznego na fotodiodach jest odczytywany przez elektronikę panelu DR w następujący sekwencyjny sposób. Układ sterowania przełącza napięcie kolejnych linii sterujących tak aby wprowadzić tranzystory TFT wszystkich pikseli danej linii w stan przewodzenia (patrz rys. 5). Tranzystory TFT działają tutaj jak szybkie przełączniki łączące elektrody fotodiod a liniami sygnałowymi panelu. Szczegółowy schemat połączeń tranzystorów TFT z liniami sterującymi oraz sygnałowymi matrycy panelu pokazano na rys. 6. Podczas ekspozycji wszystkie tranzystory TFT są rozwarne uniemożliwiając odpływ ładunków zgromadzonych na fotodiodach.

Po zwarceniu przełączników TFT jednej linii matrycy ładunki zgromadzone na jej fotodiodach przepływają za pośrednictwem linii sygnałowych do odpowiednich wejść wielokanałowego wzmacniacza ładunkowego, w którym są wzmacniane. Uzyskane sygnały elektryczne są następnie poddawane digitalizacji za pomocą przetworników AC. W ten sposób odczytywany jest obraz z jednej linii pikseli matrycy a-Si. W następnym etapie w stan przewodzenia wprowadzane są tranzystory kolejnej linii matrycy i następuje odczyt kolejnej linii obrazu utajonego. W ten sposób, linia po linii, dokonywany jest odczyt wszystkich linii

matrycy i budowany jest obraz cyfrowy zarejestrowany przez panel w czasie ekspozycji. Proces odczytu obrazu utajonego z pikseli matrycy nazywa się odczytem ramki (*frame*).



Rys. 6. Schemat połączeń tranzystora TFT z elektrodą fotodiody oraz liniami sterującymi (poziomymi) i sygnałowymi (pionowymi) matrycy a-Si.

Połowe tranzystory TFT pełnią w opisanym układzie bardzo prostą funkcję przełączników jednak ich zastosowanie jest kluczowe ze względu na możliwość miniaturyzacji (każdy piksel posiada własny tranzystor) oraz szybkiego przełączania dużej liczby pikseli za pomocą bardzo małych mocy. Dzięki temu matryca a-Si nie nagrzewa się zaś cały panel może być zasilany z niewielkich akumulatorów przez stosunkowo długi okres.

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.

Panel pracować może również w tzw. modzie fluoroskopowym, w którym odczytywanie obrazów dokonywane jest na bieżąco z częstotliwością rzędu kilkudziesięciu ramek na sekundę. Ten mod pracy panelu wykorzystywany jest zwykle w badaniach medycznych, może być jednak zastosowany także w badaniach technicznych, np. do obserwacji pracy niewidocznych z zewnątrz ruchomych elementów urządzeń.

3. Podstawowe parametry panelu DR opartego na matrycy a-Si

Przedstawiony powyżej opis budowy i działania paneli DR opartych na matrycy a-Si daje podstawę do przeanalizowania podstawowych parametrów tego typu urządzeń. Dobre zrozumienie tych parametrów jest niezbędne dla prawidłowego doboru i wdrożenia tych detektorów promieniowania do określonych zastosowań w dziedzinie badań nieniszczących.

Typ ekranu scyntylacyjnego (*X-ray converter*) - jeden z najważniejszych parametrów panelu DR determinujący jego podstawowe właściwości użytkowe. Dla zastosowań wymagających wysokich rozdzielczości, np. w badaniach spoin, optymalnym materiałem scyntylacyjnym jest CsI:Tl o strukturze igłowej. Dla mniej krytycznych zastosowań, takich jak badania odlewów czy pomiary ubytków korozyjnych, rozważyć można wykorzystanie tańszych ekranów scyntylacyjnych opartych na polikrystalicznym GOS ($Gd_2O_3:S:Tb$).

Wielkość piksela (*pixel pitch/size*) - rozmiar pojedynczego piksela matrycy a-Si mierzony jako odległość między środkami sąsiadujących pikseli. Rozmiary pikseli obecnie produkowanych matryc a-Si zawierają się w granicach 100 - 250 μm .

Współczynnik wypełnienia (*fill factor*) - jest to stosunek pola powierzchni fotodiody do pola powierzchni całego piksela matrycy a-Si. Czym wyższy jest ten stosunek tym większa jest frakcja fotonów scyntylacyjnych biorących udział w tworzeniu obrazu. Jest to jeden z najważniejszych parametrów konstrukcyjnych matrycy wpływających na jej czułość na promieniowanie oraz DQE. Wartości tego parametru dla współczesnych matryc a-Si zawierają się w granicach 30 - 60%

Maksymalna rozdzielczość przestrzenna (*limiting resolution*) - maksymalna rozdzielczość przestrzenna zobrazenia jaką zapewnia dany panel. Podawana jest ona jako liczba par linii możliwych do zobrazenia na długości 1 mm (lp/mm). Należy zauważyć, że wynika ona nie tylko z wielkości piksela matrycy panelu lecz także z właściwości ekranu scyntylacyjnego. Rozdzielczości dostępnych paneli a-Si zawierają się w granicach 2 - 4 lp/mm.

Rozmiary matrycy (*pixel area*) - rozmiary (długość i szerokość) aktywnej części panelu. Należy dobrać wielkość panelu do przewidywanych zastosowań. Rozmiary matryc dostępnych paneli zawierają się w granicach od 13 x 8 cm (1024 x 640 pikseli) do 41 x 41 cm (4096 x 4096 pikseli). Nie zawsze największy panel jest najlepszym rozwiązaniem. Np. do badań złączy spawanych wystarczający może być panel o wymiarach 15 x 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.

Zakres energii (*energy range*) - zakres energii promieniowania rentgenowskiego lub gamma, w którym dany panel może być użytkowany. Przekraczanie podanego w specyfikacji zakresu energii może skutkować skróceniem żywotności panelu.

Odporność na promieniowanie (*radiation hardness*) - całkowita dopuszczalna dawka promieniowania jaką może być (statystycznie rzecz biorąc) naświetlony panel bez spowodowania jego uszkodzenia. Producenci paneli podają tutaj optymistyczne wartości przekraczające 1 MRad. Należy jednak zauważyć, że liczby te odnoszą się do stosunkowo niskich napięć lampy rentgenowskiej rzędu 140 kV. W przypadku stosowania wyższych napięć lampy rentgenowskiej lub źródeł izotopowych typu Ir-192 żywotność panelu może ulec wielokrotnemu skróceniu. Podstawową zasadą użytkowania paneli DR jest unikanie nadmiernych ekspozycji i stosowanie tylko takich dawek promieniowania, które są konieczne do uzyskania wymaganego SNR. Każda nadmierna ekspozycja niepotrzebnie skraca czas użytkowania tego kosztownego urządzenia.

Zakres dynamiczny (*dynamic range*) - stosunek największego do najmniejszego sygnału rejestrowanego z pojedynczego piksela powyżej poziomu szumów. Zakres dynamiczny dobrych paneli DR dochodzi do 80 dB. O zakresie dynamicznym panelu decyduje jakość jego układów elektronicznych (fotodiod, tranzystorów TFT, układów sterowania oraz wzmacniaczy), w szczególności poziom szumów elektronicznych jakie wprowadzają.

Minimalny czas ramki (*integration time*) - minimalny czas ekspozycji, po której następuje odczyt obrazu. Czasy te są rzędu kilkudziesięciu milisekund i mają istotne znaczenie w przypadku stosowania panelu w modzie fluoroskopowym (dynamiczna obserwacja obiektu).

Opóźnienie obrazu (*image lag*) - procent sygnału nieodczytanego w pierwszym cyklu odczytu następującym po ekspozycji, który został odczytany w cyklu następnym przy założeniu, że ekspozycja została zakończona przed rozpoczęciem odczytu pierwszego z tych odczytów. Wartość tego parametru dla współczesnych paneli wynosi 6 - 10%. Parametr ten jest szczególnie ważny podczas pracy panelu w modzie fluoroskopowym. W modzie radiograficznym, przy jednokrotnej ekspozycji, *image lag* powoduje efektywny spadek czułości panelu oraz obniżenie SNR obrazu. Dla poprawy tych parametrów można podzielić wymagany czas ekspozycji na kilka odcinków i zamiast jednorazowego odczytu ramki po całej ekspozycji odczytywać obraz kilkakrotnie w czasie jednej ekspozycji uśredniając wyniki kolejnych odczytów.

4. Przykład zastosowania panelu DR do badań spoin obwodowych rurociągów

Na rys. 7 pokazano praktyczny przykład zastosowania panelu DR opartego na matrycy a-Si do zautomatyzowanych badań radiograficznych spoin obwodowych rurociągów o średnicach od Ø400 do Ø1420. System pod nazwą *Xpress Scan* oferowany jest przez amerykańską firmę 3E NDT LLC [9].

Panel DR zastosowany w tym systemie jako detektor promieniowania posiada matrycę a-Si o rozmiarach 145 x 145 mm, wielkości piksela 127 µm i rozdzielczości 4 lp/mm. Panel jest dostosowany do współpracy z lampami rentgenowskimi o napięciu do 300 kV. Badanie odbywa się metodą centryczną a źródłem promieniowania może być crawler rentgenowski lub izotopowy.

Badanie polega na wykonaniu kilkunastu ekspozycji kolejnych odcinków spoiny tak aby pokryły one cały obwód spoiny. Panel detekcyjny wraz ze źródłem zasilania zamontowany jest na taśmie Crossa i przesuwany wzdłuż spoiny za pomocą silnika elektrycznego. Po zarejestrowaniu obrazu radiograficznego danego odcinka spoiny plik cyfrowy radiogramu jest przesyłany drogą radiową (WiFi) do komputera sterującego, który może znajdować się w odległości do 300 m od panelu. Następnie panel detekcyjny przesuwa się do następnego położenia na obwodzie spoiny spoiny i cała sekwencja ulega powtórzeniu. Po wykonaniu i zarejestrowaniu wszystkich cząstkowych radiogramów specjalny algorytm

„zszywa” poszczególne radiogramy cząstkowe w jeden ciągły radiogram obwodu spoiny, który jest łatwiejszy do oceny, opisu i dokumentacji.



Rys. 7. Zautomatyzowany system DR do badań obwodowych spoin rurociągów zamontowany na rurociągu DN 1000.

Testy systemu przeprowadzone przez firmę NDTEST sp. z o.o. na jednym z budowanych obecnie rurociągów potwierdziły efektywność systemu zarówno w kategoriach jakości uzyskiwanego obrazu radiograficznego [10] jak i pod względem praktycznej wydajności i operacyjności. Przykładowo, na jednym ładowaniu akumulatorów, wykonano w ciągu 2 godzin badanie radiograficzne 20 spoin obwodowych rurociągu DN 1000 o grubości ścianki 14,2 mm. Należy przy tym podkreślić, że wykonane radiogramy dostępne były natychmiast po wykonaniu ekspozycji bez potrzeby wykonywania jakichkolwiek dodatkowych operacji.

5. Podsumowanie

W artykule opisano budowę i zasadę działania paneli płaskich z przemianą pośrednią opartych na matrycy a-Si. Ostatnie osiągnięcia w dziedzinie nowych materiałów scyntylacyjnych oraz konstrukcji matryc światłoczułych o małych rozmiarach pikseli spowodowały, że ten typ detektorów promieniowania stał się interesującą alternatywą także w zastosowaniach z obszaru badań nieniszczących.

Technologia paneli DR z przemianą pośrednią, podobnie jak inne techniki radiografii cyfrowej, posiada wszelkie zalety związane z cyfryzacją obrazu radiograficznego takie jak zapis, przechowywanie i przesyłanie radiogramów w plikach cyfrowych czy też możliwość oceny radiogramów na ekranie komputera przy wykorzystaniu kursorów pomiarowych oraz zaawansowanych narzędzi cyfrowej obróbki obrazu. Bardziej interesujące jest porównanie paneli DR z przemianą pośrednią z innymi technikami radiografii cyfrowej, w szczególności z najpopularniejszą dotychczas radiografią CR.

Do zalet radiografii cyfrowej z wykorzystaniem opisywanych paneli DR zaliczyć można:

- brak konieczności stosowania materiałów dodatkowych takich jak błony czy płyty IP,
- eliminacja z cyklu pracy czasochłonnego etapu wywoływania lub odczytywania obrazu z nośnika pośredniego,
- natychmiastowa dostępność obrazu radiograficznego na ekranie komputera i związana z tym możliwość szybkiej oceny badanego elementu
- możliwość szybkiego powtórzenia badania w przypadku nieudanej ekspozycji
- możliwość dynamicznej obserwacji struktury wewnętrznej złożonego obiektu/mechanizmu w czasie jego pracy
- wysoka wartość parametru DQE (detekcyjnej efektywności kwantowej), który określa czułość różnego typu detektorów radiograficznych. Wysoka wartość tego parametru oznacza, że dla uzyskania określonej wartości SNR potrzebuje on znacznie mniejszej dawki promieniowania niż systemy oparte na przetwornikach CCD lub systemy CR

Jak każdy system badawczy również panele DR z przemianą pośrednią oparte na matrycach a-Si posiadają pewne wady i ograniczenia, są to w szczególności:

- niższa rozdzielczość przestrzenna niż radiografia błonowa czy radiografia CR,
- niemożliwość dopasowania płaskiego panelu do krzywizny badanego elementu
- ograniczenie zakresu energii stosowanego promieniowania
- stopniowa degradacja parametrów użytkowych panelu wskutek oddziaływania promieniowania jonizującego
- delikatna konstrukcja, która może łatwo ulec uszkodzeniu w warunkach polowych

Opisane właściwości paneli DR wymagają zachowania wysokich standardów technicznych podczas obsługi. W szczególności wymagają one precyzyjnej kontroli czasów ekspozycji w celu minimalizacji dawki promieniowania przy jednoczesnym spełnieniu wymagań jakościowych uzyskiwanego obrazu radiograficznego [10]. Nadmierne naświetlenie panelu podczas ekspozycji skutkować będzie skróceniem czasu jego eksploatacji powodując konieczność zakupu nowego urządzenia.

Biorąc pod uwagę specyfikę opisanego systemu radiograficznego można przewidywać, że znajdzie on zastosowanie głównie w badaniach zautomatyzowanych oraz stacjonarnych, niewymagających dopasowywania detektora do kształtu badanego elementu oraz minimalizujących ryzyko uszkodzenia panelu w trakcie jego przemieszczania i manipulacji.

Literatura

1. S. Mackiewicz, Badania złączy spawanych technikami radiografii cyfrowej w świetle wymagań normy EN ISO 17636-2, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2013
2. J.H. Sieverdsen, L.K. Antonuk, Y.El-Mophri, J. Yorkston, W. Huang and J.M. Boudry, J.A. Cunningham, Empirical and theoretical investigation of the noise performance of indirect detection, active matrix flat-panel imagers (AMFPIs) for diagnostic radiography., Med. Phys. 24(10), January 1997.
3. J.H. Sieverdsen, L.K. Antonuk, Y.El-Mophri, J. Yorkston, W. Huang and J.A. Cunningham, Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology., Med. Phys. 25(5), May 1998.
4. <https://www.varian.com/x-ray-imaging-components/products/medical-imaging/paxscan-products>
5. <http://www.perkinelmer.com/imaging-components/detectors/xrd-a-si/>
6. J.H. Sieverdsen and D.A. Jaffray, Aghost story: Spatio-temporal response characteristics of an indirect-detection flat-panel imager., Med. Phys. 26(8), August 1999.
7. V.V. Nagarkar, T.K. Gupta, S.R. Miller, Y. Klugerman, M.R. Squillante, G. Entine., Structured CsI(Tl) scintillators for X-ray imaging applications, IEEE T. Nucl. Sci. 45 492, 1998.
8. Bo Kyung Cha, Dong Hoon Lee, Bonghoe Kim, Chang-Woo Seo, Sungchae Jeon and Young Huh, High-resolution X-ray Imaging Based on Pixel-structured CsI:Tl Scintillating Screens for Indirect X-ray Image Sensors., Journal of the Korean Physical Society, Vol. 59, No. 6, December 2011.
9. <http://www.3endt.eu/products-and-catalogs-xpress-scan.html>
10. S. Mackiewicz, Ocena jakości radiogramów komputerowych – aspekty praktyczne i metodologiczne, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Stary Młyn 2012