

Sławomir Mackiewicz*

IPPT PAN, Warszawa

Detektory promieniowania stosowane w cyfrowej radiografii 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 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 zastosowań w badaniach nieniszczących. Przeanalizowano najważniejsze parametry paneli płaskich w aspekcie ich zastosowań do badań złączy spawanych oraz innych wyrobów i elementów badanych dotychczas tradycyjną metodą radiograficzną.

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



Dr
Sławomir Mackiewicz

1. Wstęp

Pierwszą techniką radiografii cyfrowej, wdrożoną do badań nieniszczących w drugiej połowie lat 90-tych, była radiografia CR (Computed Radiography) bazująca na pamięciowych płytach luminoforowych [1]. Jest to technika najbardziej zbliżona do tradycyjnej radiografii błonowej stąd też, jest często traktowana jako najszybsza i najłatwiejsza droga wdrożenia radiografii cyfrowej w badaniach nieniszczących [2]. Niestety, w naszym kraju, radiografia 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 cyfrowej w polskim środowisku badań nieniszczących oraz obawa przed wprowadzaniem nowych, słabo poznanych metod opartych na technice komputerowej;
- brak specjalistycznych norm precyzujących zasady stosowania radiografii cyfrowej do badań typowych obiektów badanych dotychczas metodą radiografii błonowej;
- 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 cyfrowej w Polsce zostały zredukowane. Na krajowych konferencjach i seminariach badań nieniszczących prezentowano w ostatnich latach szereg referatów na temat różnych aspektów radiografii cyfrowej [1,2,3,6,8] zaś wielu polskich specjalistów uczestniczyło w kursach radiografii cyfrowej organizowanych przez ośrodki zagraniczne. Również zakres unormowania badań technikami radiografii cyfrowej uległ w ostatnim czasie znacznemu poszerzeniu [8,9,10]. W szczególności należy wymienić tutaj normę PN-EN ISO 17636-2 określającą zasady badań złączy spawanych technikami radiografii cyfrowej.

W krajach wysoko uprzemysłowionych, obserwujemy obecnie drugi etap rewolucji cyfrowej w radiografii przemysłowej polegający na coraz szerszym wykorzystaniu paneli płaskich jako podstawowych detektorów promieniowania. Technika bazująca na wykorzystaniu paneli płaskich nazywana jest techniką cyfrowej radiografii bezpośredniej (Direct Digital Radiography) [3,4,5,6] i oznaczana skrótem DDR lub DR. Systemy DR są stosowane w badaniach medycznych od kilkunastu lat, jednak specyfika badań nieniszczących powodowała, 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:Tl) o strukturze igłowej [5,6,7,8]. Technologia ta umożliwiła skonstruowanie paneli płaskich z pogrubionymi warstwami scyntylacyjnymi o akceptowalnej rozdzielczości przestrzennej. Powiększona grubość warstwy scyntylatora jest konieczna w przypadku detekcji wysokoenergetycznego promieniowania pochodzącego ze

źródeł izotopowych lub lamp rentgenowskich o napięciach powyżej 200 kV. Drugim kluczowym osiągnięciem umożliwiającym wykorzystanie paneli płaskich w badaniach nieniszczących było skonstruowanie matryc światłoczułych na bazie amorficznego krzemu (a-Si) z tranzystorami TTL o wymiarach piksela rzędu $100 \div 130 \mu\text{m}$. Podniosło to rozdzielczość przestrzenną paneli płaskich do wartości akceptowalnych w badaniach nieniszczących [3]. Ważnym praktycznym udogodnieniem 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 płaskich 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 szybką ocenę 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 częsty problem w przypadku stosowania systemów CR.

Najważniejszym ograniczeniem paneli płaskich jest nie- możliwość ich dopasowywania do krzywizny badanego elementu. Może to prowadzić do geometrycznych zniekształceń obrazu prześwietlanego obiektu oraz utrudniać operowanie panelem w warunkach ograniczonego dostępu. Obecnie produkowane panele płaskie charakteryzują się również nieco gorszą rozdzielczością przestrzenną SRB niż dostępne systemy CR lub systemy błonowe. Należy jednak podkreślić, że gorsza rozdzielczość przestrzenna paneli płaskich może być skompensowana przez podwyższenie wartości SNR. W wyniku właściwego zastosowania reguł 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 płaskich oraz przedyskutowanie ich podstawowych parametrów z punktu widzenia zastosowań w badaniach nieniszczących. Należy podkreślić, że prawidłowe wdrożenie 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 niemożnością spełnienia określonych wymagań jakościowych lub też stratami ekonomicznymi wynikającymi z przedwczesnego zużycia lub uszkodzenia panelu.

2. Podstawowe rodzaje paneli płaskich

Detektory promieniowania określane mianem paneli płaskich 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 są następnie rozdzielane w polu elektrycznym fotoelementu i gromadzone na jego elektrodach. Po określonym czasie naświetlania, zwanym czasem ramki, ładunki te odczytane są przez elektronikę panelu, wzmacniane i zamieniane na formę cyfrową. W rezultacie tego procesu, odczytany z matrycy detektora rozkład ładunków elektrycznych tworzy obraz cyfrowy możliwy do wyświetlenia na ekranie komputera. Z punktu widzenia zastosowań w badaniach nieniszczących podstawową wadą 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 amorficznego selenu (a-Se), mogą 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 staną się one bardziej przydatne w obszarze badań nieniszczących. Na obecnym etapie zastosowanie paneli bezpośrednich w NDT musi być ograniczone do badań wykonywanych źródłami niskoenergetycznymi, takich jak prześwietlanie elektronicznych obwodów drukowanych czy innych drobnych elementów wykonanych z materiałów o niskiej liczbie atomowej.

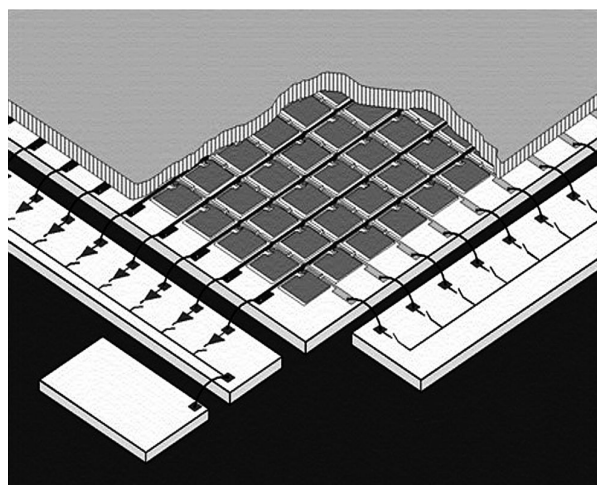
Zupełnie nowym rodzajem paneli płaskich są tzw. panele PCD (Photon Counting Detectors) zliczające fotony promieniowania padające na poszczególne piksele detektora [3] nie zaś sumujące ich energie. Co istotne, panele takie mogą jednocześnie zliczać fotony w różnych przedziałach energetycznych. Pozwala to np. odseparować niskoenergetyczne promieniowanie rozproszone, które jest przyczyną obniżania kontrastu i rozdzielczości obrazu w tradycyjnej radiografii. Dzięki selektywnej rejestracji fotonów prześwietlane obiekty mogą być zobrazone w różnych przedziałach energii promieniowania, co umożliwia dokładniejszą analizę ich składu i struktury wewnętrznej. Selekttywne zliczanie fotonów na poziomie pikseli możliwe jest dzięki zastosowaniu w ich strukturze układów CMOS o dużej skali integracji realizujących te złożone funkcje. Obecność złożonych 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 zastosowań w badaniach nieniszczących, w których wykorzystuje się promieniowanie

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

3. Panele płaskie z przemianą pośrednią

Podstawowe znaczenie w badaniach nieniszczących mają obecnie klasyczne panele płaskie z przemianą pośrednią, które zostaną poniżej omówione w sposób bardziej szczegółowy. Ogólny schemat panelu płaskiego z przemianą pośrednią pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Budowa panelu płaskiego z przemianą pośrednią. Ekran scyntylacyjny znajduje się nad matrycą pikseli rejestrujących fotony optyczne wytworzone w scyntylatorze wskutek oddziaływania promieniowania jonizującego.

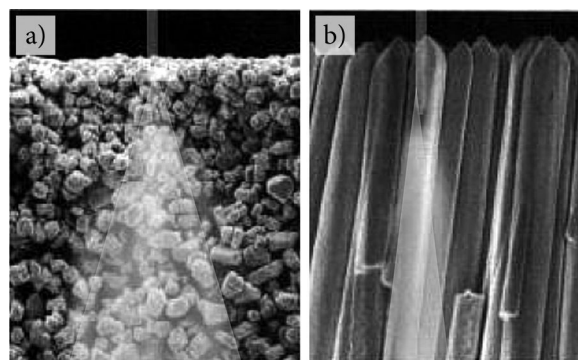
Fig. 1. Construction of indirect flat panel detector. The scintillation screen is located above the pixel array recording optical photons produced in the scintillator layer due to the effects of ionizing radiation.

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

Ekran scyntylacyjny musi zapewnić odpowiednią 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 proste 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 cezu 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 światłoczułej nie pozwalając na ich rozpraszanie w kierunku poprzecznym. Zaletą strukturyzowanego $CsI:Tl$ w stosunku do polikrystalicznych materiałów scyntylacyjnych jest również to, że słabiej absorbuje fotony scyntylacyjne wytworzone w głębi ekranu nie pochłaniając ich przy przechodzeniu granic ziaren lub w fazie wiążącej wypełniającej przestrzenie pomiędzy ziarnami.



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 światłoczułe 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.

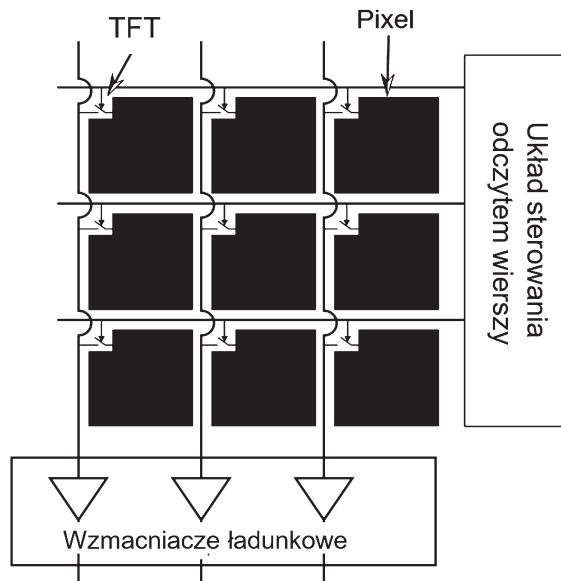
Najstarszym i najbardziej rozpowszechnionym typem matryc stosowanych w panelach płaskich są matryce oparte na amorficznym krzemie (a-Si) z tranzystorami TFT. Schemat budowy takiej matrycy pokazano na rys. 3.

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 ($1,5 \div 1,6$ eV) dokładnie odpowiada maksimum widma promieniowania scyntylacyjnego emitowanego przez kryształy scyntylatora $CsI:Tl$ (długość fali $\lambda = 550$ nm). Oznacza to, że fotony scyntylacyjne będą w takiej fotodiodzie niemal całkowicie absorbowane i zamieniane na parę ładunków elektrycznych e-h.

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

piksela w zależności od konstrukcji matrycy. Czym większa relatywna powierzchnia fotodiody względem całkowitej powierzchni piksela (tzw. fill factor) tym większa sprawność panelu w przetwarzaniu obrazu radiograficznego na obraz cyfrowy. Niestety, wraz ze zmniejszaniem się rozmiarów piksela (czyli podwyższaniem rozdzielczości matrycy) coraz trudniej uzyskać wysoką wartość współczynnika wypełnienia. Oznacza to, że ograniczenia technologiczne powodują konieczność zachowania kompromisu pomiędzy wysoką rozdzielczością przestrzenną a czułością panelu na promieniowanie. W obecnym stanie techniki minimalny rozmiar piksela matryc a-Si, nie powodujący jeszcze nadmiernego spadku współczynnika wypełnienia, wynosi 100 – 130 μm .



Rys. 3. Podstawowy schemat budowy matrycy a-Si z układem linii sterujących (poziomych), linii sygnałowych (pionowych) oraz zespołem wzmacniaczy ładunkowych.

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

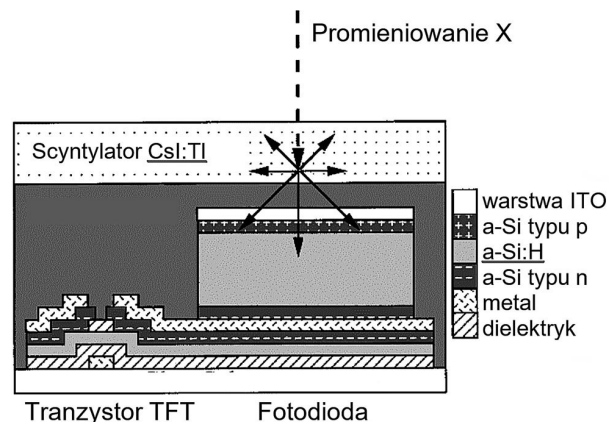
Aby umożliwić swobodne przenikanie fotonów optycznych do wnętrza fotodiody, jej górna elektroda wykonana jest z przezroczystego przewodnika ITO (tlenek cyny indy). Fotony optyczne absorbowane w środkowej, nieomieszkowanej warstwie fotodiody wytwarzają pary swobodnych nośników elektron-dziura (e-h). Ponieważ fotodioda jest spolaryzowana zaporowo ładunki te rozdzielane są 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 stanowi radiograficzny obraz utajony.

W tym miejscu należy zauważyć, że nie cały ładunek elektryczny wygenerowany w objętości fotodiody jest gromadzony na jej elektrodach. Część wygenerowanych elektronów i dziur zostaje wychwycona w pułapkach energetycznych związanych z defektami punktowymi półprzewodnika a-Si i nie dociera do elektrod fotodiody w czasie bieżącego cyklu pracy. Ładunki te mogą być jednak uwalniane w kolejnych cyklach pracy systemu (odczytach ramki) powodując efekt

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

Drugim podstawowym elementem składowym piksela jest cienkowarstwowy tranzystor polowy TFT. Źródło tego tranzystora połączone jest z elektrodą n fotodiody, natomiast dren z linią danych matrycy podłączoną do wzmacniacza ładunkowego (Rys. 3.). Bramka tranzystora TFT połączona jest z linią sterowania, za pomocą której układ sterowania odczytem ramki przełącza tranzystory TFT w stan przewodzenia. Tranzystory TFT pełnią w opisanym układzie funkcję miniaturowych przełączników łączących elektrody fotodiod z elektroniką odczytującą panelu. Umożliwiają one szybkie przełączanie wielkiej liczby pikseli za pomocą stosunkowo małych mocy dzięki czemu matryca a-Si nie nagrzewa się podczas pracy a cały panel może być zasilany z akumulatorów przez stosunkowo długi okres czasu.

Podczas ekspozycji wszystkie tranzystory TFT matrycy są rozwarte umożliwiając gromadzenie się ładunków elektrycznych na fotodiodach pikseli. W rezultacie, po zakończeniu ekspozycji, uzyskujemy radiograficzny obraz utajony w postaci rozkładu ładunków na fotodiodach matrycy. Obraz ten jest odczytywany przez elektronikę panelu w następujący sposób.



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

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

Układ sterowania odczytem ramki przełącza napięcie kolejnych linii sterujących tak, aby wprowadzić tranzystory TFT podłączone do danej linii (wiersza matrycy) w stan przewodzenia. Po zwarceniu przełączników TFT danej linii ładunki zgromadzone na jej fotodiodach przepływają za pośrednictwem linii sygnałowych do odpowiednich wejść wielokanałowego wzmacniacza ładunkowego (patrz rys. 3). Wzmacniacze ładunkowe wytwarzają na swoich wyjściach napięcia proporcjonalne do ładunku, który wpłynął na ich wejścia. Napięcia te są następnie multipleksowane i poddawane digitalizacji za pomocą przetworników ADC. W ten sposób odczytywany jest obraz z pojedynczego wiersza pikseli matrycy. Po jego odczycie tranzystory odczytanej linii są zamykane, natomiast w stan przewodzenia wprowadzane są tranzystory kolejnej linii matrycy i następuje odczyt jej obrazu utajonego. W ten sposób, linia po linii, dokonywany jest odczyt wszystkich linii matrycy czyli tzw. ramki obrazu.

Obraz odczytany przez panel przesyłany jest do pamięci komputera sterującego w formie cyfrowej. Głębina 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 światłoczułej 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 znaczące spowolnienie procesu odczytu ramki obrazu z matrycy panelu.

W związku z wymienionymi ograniczeniami w najnowszych konstrukcjach paneli płaskich zastosowano matryce CMOS, które charakteryzują się tym, że ich piksele zawierają własne, 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.

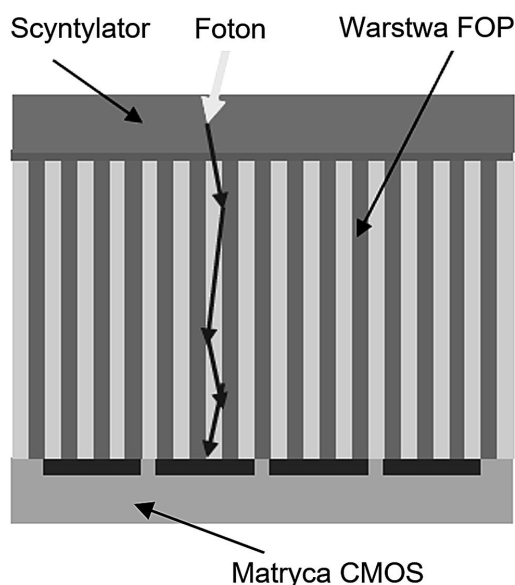
Te niewątpliwe zalety paneli płaskich z matrycami CMOS są jednak okupione ich zwiększoną wrażliwością na promieniowanie. W celu ochrony przed promieniowaniem matryce CMOS osłonięte są dodatkową warstwą FOP (Fiber Optic Plate) wykonaną ze światłowodów i umieszczoną pomiędzy ekranem scyntylacyjnym a powierzchnią matrycy światłoczułej (Rys. 5.).

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

4. Dobór parametrów panelu do przewidywanych zastosowań

Przedstawiony opis budowy i działania paneli płaskich 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 przewidywaną skalę potencjalnych zastosowań główną uwagę skoncentrowano na wdrożeniu paneli płaskich 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 płaskiego z matrycą typu CMOS.

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

4.1 Rodzaj panelu

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

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

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

Podstawowymi zaletami paneli płaskich 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 prześwietlanego 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 płaskiego ze standardową matrycą TTL.

4.2 Rodzaj scyntylatora

W przypadku panelu z przemianą pośrednią kluczowe znaczenie ma rodzaj oraz grubość warstwy materiału scyntylacyjnego. Jedynie stosunkowo grube (500 – 1000 μm) ekrany scyntylacyjne wykonane z monokrystalicznego CsI:Tl umożliwią skuteczną detekcją promieniowania ze źródeł izotopowych (Se-75, Ir-192, Co-60) oraz lamp rentgenowskich o napięciach rzędu 300 kV. Tańsze opcje paneli z ekranami scyntylacyjnymi wykonanymi z GOS można rozważyć w przypadku systematycznego stosowania niższych energii promieniowania (rzędu 200 kV) lub też do prowadzenia badań niewymagających wysokiej rozdzielczości przestrzennej, w których zwiększona grubość polikrystalicznego scyntylatora GOS nie będzie stanowił problemu. Przykładem tego rodzaju badań są np. pomiary ubytków korozyjnych rurociągów czy prześwietlenia odlewów ogólnego przeznaczenia.

4.3 Rozmiar piksela

Jednym z podstawowych parametrów panelu płaskiego jest rozmiar piksela zdefiniowany jako odległość między środkami sąsiadujących pikseli (pixel pitch).

Rozmiary pikseli produkowanych obecnie paneli płaskich zawierają się w granicach od 50 do 250 μm . Z wielkością piksela wiąże się podstawowa rozdzielczość przestrzenna detektora - SRb zdefiniowana 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 płaskiego.

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

Przyjmijmy dla przykładu, że panel płaski ma rozmiar piksela równy 100 μm (0,10 mm). Odnosząc się bezpośrednio do tabeli 1 możemy odczytać, że panel taki można stosować do badań złączy spawanych pod warunkiem, że prześwietlana 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 można osiągnąć wymaganej rozdzielczości przestrzennej systemu SRb to w celu skompensowania tego braku można odpowiednio podwyższyć SNR radiogramu cyfrowego. Podwyższony SNR

musi zapewnić uwidocznienie jednego dodatkowego pręcika wskaźnika IQI dla każdej brakującej pary pręcików wskaźnika typu duplex. Zasadę kompensacji CP II można zastosować 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 ^a , mm	Nr wskaźnika typu duplex maksymalna nieostrość (ISO 19232-6) ^b , mm	Maksymalna dopuszczalna podstawowa rozdzielczość przestrzenna SR ^b , mm
$w \leq 1,5$	D 13+ 0,08	0,04
$1,5 < w \leq 4$	D 13 0,10	0,05
$4 < w \leq 8$	D 12 0,125	0,063
$8 < w \leq 12$	D 11 0,16	0,08
$12 < w \leq 40$	D 10 0,20	0,10
$40 < w \leq 120$	D 9 0,26	0,13
$120 < w \leq 200$	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 – t.

^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 dołkiem intensywności między pręcikami głębszym niż 20% intensywności maksymalnej

Stosując zasadę CP II w rozpatrywanym przypadku widoczne jest, że panel o 100 μm rozmiarze piksela można zastosować do badań złączy spawanych w klasie B dla prześwietlanych grubości materiału powyżej 4 mm. Warunkiem tego jest jednak uzyskanie odpowiednio zwiększonej 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).

4.4 Zakres energii i odporność na promieniowanie

Panele płaskie są z założenia wystawiane na bezpośrednie oddziaływanie promieniowania jonizującego i tym samym narażone na uszkodzenia powodowane przez to promieniowanie. Najbardziej wrażliwymi elementami panelu są jego układy elektroniczne. Z tego względu większość elektroniki panelu (układy zasilające, układy sterowania odczytem ramki, wzmacniacze ładunkowe, multiplexery, przetworniki ADC) umieszczana jest poza obszarem matrycy światłoczułej, tak aby można je było zabezpieczyć dodatkowymi osłonami blokującymi promieniowanie. Jednak sama matryca, z zasady nie może być chroniona przed promieniowaniem, ponieważ

ma je rejestrować w możliwie najbardziej efektywny sposób. Oznacza to, że elementy elektroniczne wchodzące w skład matrycy będą stopniowo akumulować duże dawki promieniowania i podlegać procesom degradacji. Jak wynika z przeprowadzonych badań [13] najbardziej narażonymi na degradację elementami klasycznej matrycy a-Si są cienkowarstwowe tranzystory TFT sterujące odczytem ładunku z poszczególnych pikseli. Najważniejszym przejawem ich uszkodzenia są, wzrastające wraz z akumulowaną dawką, prądy upływu (leakage currents) w stanie wyłączenia tranzystora. Oznacza to, że ładunek elektryczny gromadzony na fotodiodach podczas ekspozycji, zamiast być całkowicie zablokowany aż do momentu odczytu ramki, „wycieka” z piksela w sposób niekontrolowany. Powoduje to stopniowy spadek czułości panelu (ładunki które „wyciekają” wskutek „nieszczelności” tranzystorów TFT trzeba uzupełniać przez przedłużanie czasu ekspozycji) jak również wzrost poziomu szumów. Z punktu widzenia użytkownika oznacza to, że SNR uzyskiwanych radiogramów ulega stopniowemu pogorszeniu pomimo stosowania tych samych ekspozycji. W sytuacji, gdy uszkodzenia poszczególnych pikseli przekroczą określone przez producenta granice, oprogramowanie sterujące panelu wyłączy te piksele całkowicie. Poziomy sygnał dla takich pikseli uzyskiwane są programowo poprzez uśrednianie sygnału odczytywanego z sąsiadujących pikseli. Oczywiście procedura programowej korekcji uszkodzonych pikseli ma swoje granice.

Poziom zabezpieczenia przed promieniowaniem różnych typów paneli jest bardzo różnicowany. Jest on pośrednio określany przez producentów za pomocą dwóch parametrów: zakresu energii (energy range) oraz odporności na promieniowanie (radiation hardness).

Zakres energii promieniowania (energy range) podawany w specyfikacji panelu nie powinien być przekraczany podczas jego użytkowania ze względu na ryzyko przedczesnego uszkodzenia panelu spowodowanego napromieniowaniem. Może to spowodować także utratę gwarancji dawanej przez producenta.

Odporność na promieniowanie (radiation hardness) jest parametrem, który określa maksymalną skumulowaną dawkę promieniowania jaką dany panel może pochłonąć podczas normalnej eksploatacji. Przykładowo, dla paneli firmy Varian serii PaxScan, producent podaje wartość 1 MRad czyli 10 kGy. Ze względu na podobną strukturę elementów półprzewodnikowych różnych typów matryc TFT wartość ta może być traktowana jako typowa dla klasycznych paneli z tego rodzaju matrycą.

Dla paneli z matrycami CMOS producenci nie podają parametru odporności na promieniowanie, jednak z dostępnych danych literaturowych [14] wynika, że matryce CMOS wykazują gwałtowny wzrost prądów upływu już przy skumulowanych dawkach rzędu 700 Gy.

4.5 Rozmiary matrycy

Rozmiary matryc dostępnych komercyjnie paneli płaskich zawierają w granicach od 13 x 8 cm (1024 x 640 pikseli) do 41 x 41 cm (4096 x 4096 pikseli). Rozmiary aktywnej części matrycy panelu należy dobrać pod kątem przewidywanych

zastosowań. Nie zawsze największa matryca jest najlepszym rozwiązaniem. Np. do badań złączy spawanych rurociągów wystarczający może być panel o wymiarach 15 x 15 cm współpracujący ze skanerem automatycznie przemieszczającym panel wzdłuż spoiny w celu szybkiego wykonania kilku czy kilkunastu ekspozycji wymaganych dla prześwietlenia całego obwodu. Zbyt duże rozmiary panelu, oprócz zwiększonych kosztów, mogą utrudniać praktyczne operowanie panelem w warunkach ograniczonego dostępu, spowalniać działanie panelu oraz powodować zwiększony pobór energii elektrycznej i związaną z tym konieczność częstego ładowania akumulatorów. Duże rozmiary matrycy panelu mogą być jednak konieczne w przypadku prześwietlania obiektów o większych rozmiarach i złożonym kształcie.

4.6 Możliwości regulowania parametrów pracy panelu

Przy wyborze typu panelu płaskiego należy zwrócić uwagę na możliwości sterowania określonymi parametrami jego pracy.

Ważnym parametrem panelu jest minimalny czas ramki (integration time), który określa minimalny czas ekspozycji, po którym obraz może zostać odczytany. Czas ten determinuje szybkość pracy panelu (frame rate) i ma szczególne znaczenie w przypadku stosowania panelu w modzie fluoroskopowym do dynamicznej obserwacji badanych obiektów. Z punktu widzenia zastosowań typowo radiograficznych minimalny czas ramki nie jest parametrem krytycznym jednak panel powinien umożliwiać nastawianie czasów ramki w możliwie szerokim zakresie.

Ważnym aspektem sterowania pracą panelu jest możliwość zmiany jego wzmocnienia (gain). Jest to szczególnie istotne w przypadku stosowania panelu do badań obiektów o różnej grubości oraz przy zmieniających się wymaganiach odnośnie SNR. Panel musi zapewniać możliwość efektywnej pracy (tj. uzyskiwania odpowiednio dużych wartości GV przy rozsądnych czasach ekspozycji) zarówno przy małych jak i dużych mocach dawki. Parametr wzmocnienia panelu utożsamiany jest często z pojemnością piksela wyrażaną w pF. Różne wartości pojemności odpowiadają różnym wzmocnieniom panelu, przy czym zależność ta jest odwrotnie proporcjonalna: t.j. im większa pojemność piksela, tym mniejsze wzmocnienie jego sygnału.

Kolejnym ważnym aspektem sterowania parametrami panelu jest opcja wirtualnego grupowania pikseli (pixel binning) czyli, realizowanego sprzętowo, sumowania sygnału z kilku przylegających pikseli i dalszego traktowania tej sumy jak sygnału pochodzącego z jednego wirtualnego piksela. W ten sposób można efektywnie obniżyć rozdzielczość panelu (np. grupując piksele w blokach 2x2), uzyskując w zamian wzrost SNR, dynamiki zobrazowania oraz szybkości pracy panelu. Opcja taka może być przydatna np. przy badaniach elementów o zmiennej grubości i złożonym kształcie, niewymagających jednak najwyższych rozdzielczości przestrzennych.

4.7 Oprogramowanie panelu

Przy zakupie panelu należy zwrócić baczną uwagę na możliwości programu sterującego pracą panelu oraz analizą

i obróbką radiogramów cyfrowych. Programy takie często pochodzą z zastosowań medycznych i nie zawsze posiadają wszystkie funkcjonalności wymagane w badaniach nieniszczących. Szczególną uwagę należy zwrócić na możliwość wyznaczenia znormalizowanego SNR radiogramu zgodnie z wymaganiami normy EN ISO 17636-2 [12] a także możliwość wyznaczenia podstawowej rozdzielczości przestrzennej SRb systemu na podstawie profilu wartości GV wzdłuż wskaźnika typu duplex.

5. Zakończenie

W artykule opisano podstawy działania detektorów promieniowania stosowanych w cyfrowej radiografii bezpośredniej - DR. Scharakteryzowano różne rodzaje paneli płaskich pod kątem ich przydatności do zastosowań w obszarze badań nieniszczących. W sposób bardziej szczegółowy omówiono panele płaskie z przemianą pośrednią oparte na matrycy a-Si z tranzystorami TFT, które wykazują największą przydatność do zastosowań w badaniach nieniszczących.

Technika radiografii cyfrowej z wykorzystaniem paneli płaskich posiada szereg istotnych zalet zarówno w porównaniu z tradycyjną radiografią błonową jak i ze starszą techniką cyfrową CR wykorzystującą luminoforowe płyty obrazowe. W szczególności nie wymaga ona stosowania nośników pośrednich oraz umożliwia natychmiastowe oglądanie wykonanych radiogramów na ekranie komputera. Pozwala to znacząco podnieść efektywność badań radiograficznych zarówno w wymiarze techniczno-organizacyjnym jak i ekonomicznym.

Prawidłowe wdrożenie radiografii DR w laboratorium badań nieniszczących nie jest zadaniem prostym i wymaga dobrego przygotowania merytorycznego już na etapie zakupów sprzętu. Różnorodność detektorów cyfrowych dostępnych na rynku niesie ryzyko zakupu panelu niedopasowanego do faktycznych potrzeb i przewidywanych zastosowań. Przy wyborze panelu istotne znaczenie ma nie tylko rozdzielczość i rozmiar jego matrycy, ale także szereg innych, mniej ekspozowanych parametrów takich, jak rodzaj scyntyлятора, zakres energii promieniowania czy też maksymalna dopuszczalna dawka skumulowana.

6. Literatura/References

- [1] S. Mackiewicz, Radiografia cyfrowa na pamięciowych luminoforowych płytach obrazowych – Podstawy fizyczne., Materiały XX Seminarium „Nieniszczące Badania Materiałów”, Zakopane 12-14 marca 2014.
- [2] P. Descheper, Zastosowania radiografii komputerowej w badaniach nieniszczących, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2005
- [3] S. Mackiewicz, Badania złączy spawanych technikami radiografii cyfrowej w świetle wymagań normy EN ISO 17636-2, KKBR – Popów 2013
- [4] U. Evert, Progress in Digital Industrial Radiology. Part I: Radiographic Techniques – Film Replacement and Backscatter Imaging., Badania Nieniszczące i Diagnostyka Techniczna, Nr 1-2/2016.
- [5] 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.
- [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] S. Mackiewicz, Panele płaskie z przemianą pośrednią oraz możliwości ich wykorzystania w badaniach nieniszczących, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2016
- [8] 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.
- [9] S. Mackiewicz, Ocena jakości radiogramów komputerowych – aspekty praktyczne i metodologiczne, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Stary Młyn 2012
- [10] PN-EN 14784-1 Badania nieniszczące – Radiografia przemysłowa z użyciem pamięciowych luminoforowych płyt obrazowych Część 1: Klasyfikacja systemów.
- [11] PN-EN 14784-2 Badania nieniszczące – Radiografia przemysłowa z użyciem pamięciowych luminoforowych płyt obrazowych Część 2: Ogólne zasady radiograficznych badań materiałów metalowych za pomocą promieniowania X i gamma.
- [12] PN-EN ISO 17636-2 Badania nieniszczące spoin – Badanie radiograficzne Część 2: Techniki promieniowania X i gamma z detektorami cyfrowymi.
- [13] J.M. Boudry and L.E. Antonuk, Radiation damage of amorphous silicon, thin-film, field-effect transistors., Med. Phys. 23 (5), May 1996.
- [14] M. Esposito T. Anaxagoras O. Diaz K. Wells and N. M. Allinson, Radiation Hardness of a Large Area CMOS Active Pixel Sensor for Bio-medical applications., Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE.