

Sławomir Mackiewicz
IPPT PAN

PODSTAWOWE ZASADY PRZEPROWADZANIA EKSPOZYCJI RADIOGRAFICZNYCH NA PANELACH PŁASKICH

1. Wstęp

Radiografia cyfrowa powoli wchodzi do praktyki przemysłowej w naszym kraju. Zwiększa się zainteresowanie tą techniką na seminariach i konferencjach badań nieniszczących, planowane są pierwsze duże wdrożenia radiografii cyfrowej do badań złączy spawanych na inwestycjach rurociągowych. Szczególnie interesującą techniką radiografii cyfrowej wydaje się być obecnie technika bezpośredniej radiografii cyfrowej na panelach płaskich określana skrótem DR. Podstawy techniki DR oraz zasady działania paneli płaskich były omawiane na ostatniej konferencji KKBR [1] a także na innych konferencjach i seminariach badań nieniszczących, które odbyły się w naszym kraju w ostatnim czasie [2,3]. W artykułach tych opisano różne rodzaje paneli płaskich a także ich podstawowe parametry warunkujące możliwości zastosowań w różnych obszarach badań nieniszczących.

W niniejszym artykule skoncentrujemy się na bardziej szczegółowych aspektach związanych z praktycznym stosowaniem paneli płaskich do wykonywania ekspozycji radiograficznych. Większość zasad wykonywania badań radiograficznych na panelach płaskich jest identyczna lub bardzo zbliżona do zasad stosowanych w konwencjonalnej radiografii błonowej. Dotyczy to w szczególności doboru energii źródła promieniowania do rodzaju i grubości prześwietlanego materiału, wyboru techniki radiograficznej czy ustalenia odległości źródło-detektor. Istotne różnice pojawiają się jednak w sposobie przygotowania detektora do ekspozycji oraz w zasadach ustalania czasu ekspozycji. W przypadku radiografii konwencjonalnej odpowiednio dobraną błonę umieszcza się w światłoszczelnej kopercie pomiędzy okładkami metalowymi dobranymi odpowiednio do energii promieniowania oraz grubości prześwietlanego obiektu. Na tym praktycznie kończy się cały proces przygotowania detektora. Również obliczenie czasu ekspozycji jest stosunkowo proste gdyż wymaga jedynie obliczenia całkowitego czasu ekspozycji detektora na promieniowanie, tak aby gęstość optyczna uzyskanego radiogramu znajdowała się w odpowiednim, stosunkowo szerokim zakresie.

W przypadku stosowania panelu płaskiego oba wymienione aspekty badania stają się nieco bardziej skomplikowane. Przygotowanie panelu płaskiego do ekspozycji wymaga jego dwuetapowej kalibracji (offsetu oraz wzmocnienia) zaś czas ekspozycji musi być ustalony w

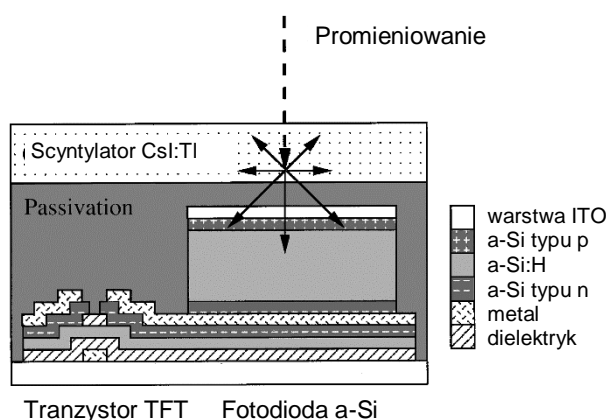
ten sposób, że określony jest zarówno *czas ekspozycji dla pojedynczej ramki* obrazu jak też *całkowita liczba ramek* obrazu, które są niezbędne do uzyskania wynikowego (uśrednionego) obrazu radiograficznego o odpowiednio wysokim znormalizowanym SNR. Dodatkowym ograniczeniem jest tutaj fakt, że nadmiernie wysoki SNR będzie powodował, nieproporcjonalnie wysokie, zużycie panelu wskutek kumulacji dawki promieniowania. Przykładowo, 2-krotne przekroczenie wymaganego SNR spowoduje 4-krotne szybsze zużycie panelu wskutek nadmiernego napromieniowania. Oznacza to, że czas ramki oraz liczbę ramek ekspozycji panelu należy dobierać tak aby znormalizowany SNR uzyskanego radiogramu był tylko nieznacznie (10 – 15 %) wyższy od wymaganego przez obowiązującą normę.

Dla właściwego zrozumienia wymagań dotyczących konieczności kalibracji panelu oraz zasad obliczania czasów ekspozycji niezbędne jest wyjaśnienie pewnych aspektów działania panelu na poziomie piksela matrycy TFT. Zostaną one omówione w kolejnym rozdziale. W celu całościowego zrozumienia sposobu działania panelu płaskiego z przemianą pośrednią czytelnik odsyłany jest do publikacji [1,2,3].

2. Budowa i działanie matrycy światłoczułej panelu

Podstawowym elementem panelu płaskiego z przemianą pośrednią jest optoelektroniczna matryca na bazie amorficznego krzemu (a-Si) złożona z wielu pikseli uszeregowanych w wiersze i kolumny. Rejestruje ona fotony optyczne wygenerowane w przylegającej warstwie scyntylatora pod wpływem padającego promieniowania rentgenowskiego.

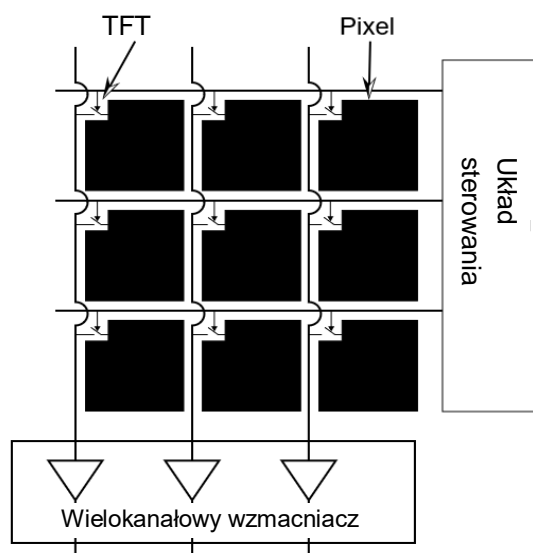
Rozpatrzmy budowę pojedynczego piksela, którego schematyczny przekrój pokazano na rys. 1.



Rys. 1. Schematyczny przekrój pojedynczego piksela matrycy światłoczułej a-Si [4].

Podstawowym elementem piksela jest fotodioda typu p-i-n wykonana z amorficznego krzemu (a-Si). W nowoczesnych konstrukcjach paneli fotodioda zajmuje większą część powierzchni piksela (*fill factor* od 57 do 85% [5]) tak aby maksymalnie duża liczba wygenerowanych fotonów optycznych została przez nią zarejestrowana. Fotony optyczne zabsorbowane w niedomieszkowanym obszarze fotiodiody (a-Si:H) wytwarzają pary swobodnych nośników elektron-dziura. Ponieważ fotodioda jest spolaryzowana zaporowo ładunki te są rozdzielane w polu elektrycznym i gromadzą się na jej elektrodach. Po zakończeniu ekspozycji rozkład ładunków elektrycznych zgromadzonych na fotodiadach pikseli stanowi swego rodzaju radiograficzny obraz utajony.

Tranzystory TFT wchodzące w skład pikseli (patrz rys. 1) pełnią rolę szybkich przełączników łączących dolne elektrody fotodiod z liniami sygnałowymi matrycy. Podczas ekspozycji wszystkie tranzystory TFT są rozwarte (napięcie podawane na ich bramki przez układ sterowania leży w zakresie od -5 do -10 V) uniemożliwiając odpływ ładunków elektrycznych gromadzących się na fotodiodach.



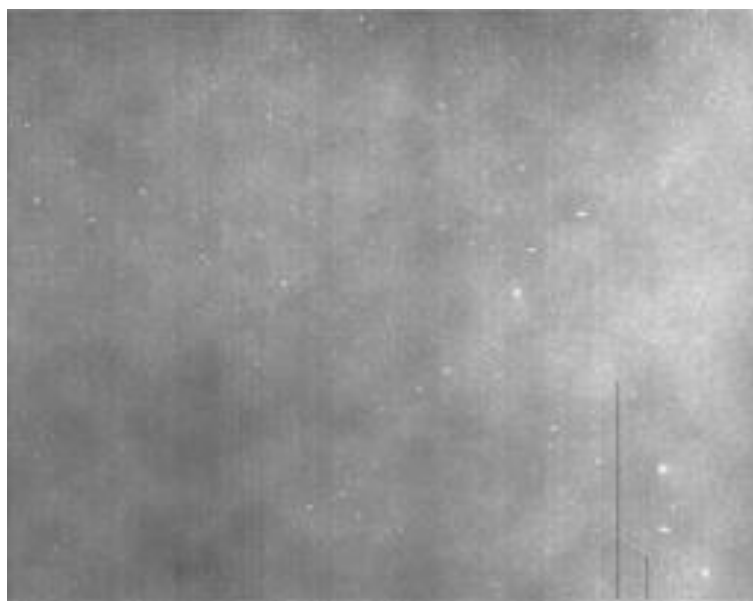
Rys. 2. Schemat połączeń linii sterujących (poziomych) oraz linii sygnałowych (pionowych) matrycy a-Si z układem sterującym oraz wielokanałowym wzmacniaczem.

Obraz utajony czyli rozkład ładunku elektrycznego na fotodiodach jest odczytywany przez elektronikę panelu w następujący sposób. Układ sterowania przełącza napięcie kolejnych linii sterujących matrycy tak aby wprowadzić wszystkie tranzystory TFT danej linii w stan przewodzenia (patrz rys. 2). Polega to na podaniu na bramki tranzystorów TFT (poprzez linie sterowania) napięcia dodatniego o wartości 5 – 10 V. Po wprowadzeniu tranzystorów TFT w stan przewodzenia ładunki zgromadzone na odpowiadających im fotodiodach przepływają za pośrednictwem linii sygnałowych do odpowiednich wejść wielokanałowych wzmacniaczy ładunkowych (patrz rys. 2). Uzyskane napięcia elektryczne poddawane są digitalizacji za pomocą przetworników AC i przekazywane do komputera jako cyfrowy zapis linii obrazu. W kolejnych cyklach odczytu w stan przewodzenia wprowadzane są tranzystory kolejnych linii matrycy i następuje odczyt rozkładu z całej matrycy. Proces odczytu obrazu utajonego z pikseli matrycy nazywa się odczytem ramki (*frame*). Po zakończeniu odczytu jednej ramki obrazu panel gotowy jest do ponownego naświetlenia i odczytu. W ten sposób można wykonać, jedna po drugiej, kilka lub kilkanaście elementarnych ekspozycji radiograficznych, uśredniając ich wyniki. Dzięki uśrednieniu obrazu wielu pojedynczych ramek SNR obrazu wynikowego ulega zwiększeniu.

3. Konieczność kalibracji panelu

Powyżej opisany sposób działania matrycy panelu płaskiego jest nieco wyidealizowany. Po pierwsze należy zauważyć, że wszystkie fotodiody, wskutek tzw. wzbudzeń termicznych, generują pary elektron-dziura i wytwarzają na swych elektrodach pewien ładunek elektryczny nawet wówczas, gdy na panel nie pada żadne promieniowanie. Co więcej, wartość tego

ładunku na różnych fotodiodach może być różna wskutek technologicznej niejednorodności matrycy. Tak więc nawet z nienaświetlanego panelu będzie odczytywany pewien obraz zwany *ciemnym obrazem* (*dark image*). Z uwagi na termiczny charakter wzbudzeń par elektron-dziura obraz ten będzie zależał od temperatury, zaś z uwagi na postępujące uszkodzenie matrycy panelu wskutek kumulowanej dawki promieniowania będzie on także zależał od czasu użytkowania panelu (efekt starzenia). Dodatkowo, średnia wartość GV ciemnego obrazu będzie zależać od nastawionego czasu ramki (tzw. *integration time*). Czym dłużej gromadzi się ładunek na elektrodach fotodiody tym będzie go więcej. Przykład ciemnego obrazu odczytanego z panelu płaskiego pokazano na rys. 3. Widać, że zawiera on liczne punkty i linie znacznie odbiegające poziomem GV od wartości średniej.



Rys. 3. Obraz pozytywowany radiogramu testowego wykonanego bez ekspozycji panelu na promieniowanie, tzw. ciemny obraz.

Jeśli wykonamy prawdziwą ekspozycję radiograficzną panelu to odczytany z panelu surowy obraz cyfrowy będzie sumą prawdziwego obrazu radiograficznego prześwietlanego obiektu oraz obrazu ciemnego. Chcąc uzyskać niezakłócony obraz radiograficzny należy więc cyfrowo odjąć od odczytanego obrazu obraz ciemny zapisany uprzednio w tabeli LUT panelu.

Opisana korekcja obrazu nazywana jest korekcją offsetu (*offset calibration*) i jest standardowo wykonywana przez oprogramowanie panelu. Aby była ona przeprowadzona w sposób prawidłowy oprogramowanie musi posiadać możliwie najbardziej aktualny zapis obrazu ciemnego. W tym celu operator panelu powinien wykonać tzw. procedurę kalibracji offsetu polegającą na odczytaniu i uśrednieniu wielu ramek (minimum 32) obrazu ciemnego w warunkach maksymalnie zbliżonych do tych, które występować będą podczas wykonywania radiogramów produkcyjnych. Oznacza to w szczególności, że temperatura podczas kalibracji i wykonywania badań powinna być możliwie zbliżona a także to, że czas ramki ustawiony podczas kalibracji panelu powinien być taki sam jak czas ramki stosowany podczas badań.

Niestety kalibracja offsetu nie załatwia wszystkich problemów. Wspomniane już różnice w budowie poszczególnych pikseli wynikające z niedoskonałości procesu produkcyjnego (np. co do wielkości powierzchni i grubości warstw poszczególnych fotodiod,

liczby defektów punktowych w ich materiale itp.) będą powodować, że wielkości ładunków gromadzonych na poszczególnych fotodiodach będą różne nawet przy ich jednakowym naświetleniu.

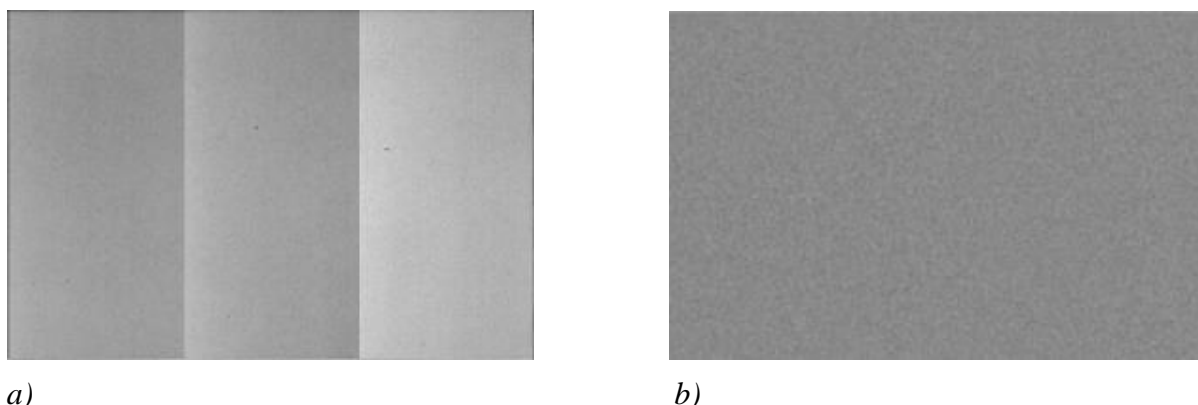
Do tego problemu dokładają się specyficzne efekty związane z działaniem tranzystorów przełączających pikseli. W założeniu, tranzystory TFT w stanie wyłączenia (czyli podczas ekspozycji) powinny całkowicie blokować odpływ ładunków elektrycznych gromadzących się na fotodiodach. Niestety, w praktyce, nawet w nowym panelu, tranzystory TFT wykazują pewne prądy upływu (*leakage currents*), które obniżają wartość ładunku gromadzącego się na fotodiodach podczas ekspozycji. Stosując obrazowe porównanie do zwykłych kranów można powiedzieć, że tranzystory TFT trochę „przeciekają”. W nowych tranzystorach TFT prądy upływu są stosunkowo małe, rzędu 1 fA (1 Femtoamper równa się 10^{-15} A) i nie wpływają w znaczący sposób na ubytek ładunku gromadzącego się na fotodiodach. Jednak wraz ze wzrostem skumulowanej dawki zaabsorbowanej przez panel prądy upływu tranzystorów TFT szybko rosną osiągając, pod koniec okresu jego eksploatacji (tj. po zaabsorbowaniu dawki rzędu 10 kGy), wartości rzędu 1 pA czyli 1000 razy wyższe [6]. Oznacza to, że efektywna czułość pikseli na promieniowanie będzie stopniowo maleć wraz ze wzrostem dawki pochłoniętej przez panel. Co więcej, z uwagi na statystyczny charakter uszkodzeń wywoływanych przez promieniowanie, spadki czułości poszczególnych pikseli mogą być bardzo zróżnicowane. Niektóre piksele mogą zostać na tyle uszkodzone, że oprogramowanie panelu całkowicie wyeliminuje je z procesu tworzenia obrazu i będzie wyliczać ich wartości GV poprzez uśrednianie wartości GV pikseli przylegających.

Opisane efekty powodować będą to, że obraz cyfrowy odczytywany z równomiernie naświetlonego panelu (tzw. *flat field image*) będzie niejednorodny nawet po zastosowaniu korekcji offsetu. Aby odpowiadał on rzeczywistemu obrazowi radiograficznemu konieczne jest przeprowadzenie dodatkowej korekcji cyfrowej wyrównującej różnice wzmocnień dla poszczególnych pikseli. Do tego celu niezbędne jest przeprowadzenie procedury kalibracji wzmocnienia panelu (tzw. *gain calibration*)

Procedura kalibracji wzmocnienia polega on na wykonaniu równomiernie naświetlonego radiogramu za pomocą źródła promieniowania, które będzie stosowane podczas badań. Obszar matrycy panelu powinien być naświetlony w sposób możliwie najbardziej jednorodny bez umieszczania między źródłem a detektorem jakichkolwiek obiektów. Czas ekspozycji panelu powinien być dobrany tak aby uzyskać radiogram ze średnim poziomem szarości GV zbliżonym do tego, który będzie stosowany podczas badań (np. 50% wartości maksymalnej). Ważne jest przy tym aby poziom GV uzyskiwany podczas kalibracji wzmocnienia nie przekraczał zakresu liniowości panelu. W większości przypadków dobra liniowość panelu zachowana jest do wartości GV wynoszących ok. 70% wartości maksymalnej odpowiadającej nasyceniu [5]. Z drugiej strony poziom GV nie może być też zbyt niski z uwagi na wpływ szumów elektronicznych. Podobnie jak w przypadku kalibracji offsetu zalecane jest wykonanie i uśrednienie przynajmniej 32 ramek obrazu. Jeśli panel posiada możliwość regulacji wzmocnienia (pojemności pikseli) radiogram kalibracyjny powinien być wykonany osobno dla każdej stosowanej wartości wzmocnienia. Z uwagi na efekt starzenia panelu kalibracja wzmocnienia musi być powtarzana okresowo (np. raz na 3 miesiące) nawet w przypadku stosowania jednego źródła promieniowania.

Przykład radiogramu kalibracyjnego *flat field image* po wykonanej korekcji offsetu pokazano na rys. 4 a). Na radiogramie widoczne są wyraźne pasy odpowiadające różnym zespołom wzmacniaczy ładunkowych, obsługujących poszczególne kolumny matrycy.

Również w obrębie poszczególnych pasów wartości GV nie są jednakowe.



Rys. 4. a) Obraz radiogramu kalibracyjnego *flat field* po wykonaniu korekcji offsetu ale bez korekcji wzmocnienia, b) obraz tego samego radiogramu po wykonaniu dodatkowej korekcji wzmocnienia.

W celu przeprowadzania prawidłowej korekcji wzmocnienia wartości GV radiogramu kalibracyjnego typu *flat field* zapisywane są w specjalnej tabeli LUT panelu. Na tej podstawie, dla każdego piksela, obliczany jest współczynnik korekcyjny wzmocnienia, przez który mnoży się wartości sygnału odczytywane podczas wykonywania zwykłych radiogramów produkcyjnych, tak aby ostateczna wartość GV każdego piksela zależała wyłącznie od liczby fotonów padających na jego powierzchnię, nie zaś od różnic pomiędzy właściwościami poszczególnych pikseli oraz współpracujących z nimi wzmacniaczy.

Przykład radiogramu *flat field* po wykonaniu zarówno korekcji offsetu jak i korekcji wzmocnienia pokazano na rys. 4 b). Uzyskany obraz jest generalnie jednorodny jednak po dokładnym obejrzeniu widać, że występują na nim drobne fluktuacje wartości GV poszczególnych pikseli. Jest to łączny efekt szumu kwantowego promieniowania (tzw. *Poisson noise*) jak też szumów elektronicznych wprowadzanych przez układy elektroniczne panelu. Efektu tego nie da się zlikwidować nawet przez najdokładniejszą procedurę kalibracji panelu. Szum kwantowy promieniowania można natomiast zredukować przez odpowiednie zwiększanie całkowitego czasu ekspozycji tj. czasu ekspozycji pojedynczej ramki oraz liczby uśrednianych ramek. Problem ten zostanie bliżej omówiony w następnym rozdziale.

4. Obliczanie czasów ekspozycji dla panelu płaskiego

Zgodnie z wymaganiami aktualnych norm [7,8,9] jednym z podstawowych parametrów określających jakość radiogramu cyfrowego jest znormalizowany SNR [8]. Obraz cyfrowy radiogramu musi wykazywać znormalizowany SNR równy lub wyższy od wartości wyspecyfikowanej w normie, zależnej od zastosowanego źródła promieniowania, prześwietlanej grubości oraz klasy badania.

SNR radiogramu jest bezpośrednio zależny od dawki promieniowania pochłoniętej przez panel podczas ekspozycji. Oznacza to, że całkowita dawka promieniowania zaabsorbowana przez panel musi być odpowiednio wysoka. Problem nie ogranicza się jednak do wyznaczenia niezbędnej dawki całkowitej czy też całkowitego czasu ekspozycji ale wymaga też podzielenia tego czasu na odpowiednią liczbę ramek (odczytów obrazu z panelu). Problem ten wynika z ograniczonej pojemności pikseli matrycy a także z występowania,

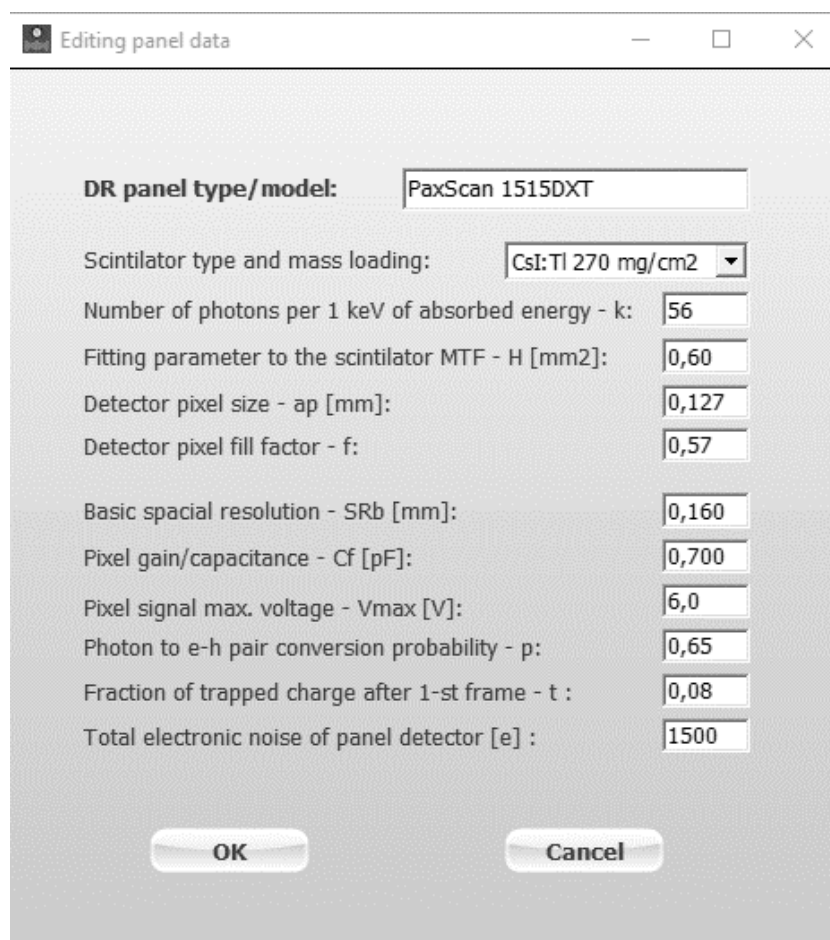
wspomnianych wcześniej, prądów upływu tranzystorów blokujących. W wielu przypadkach, szczególnie gdy wymagany jest wysoki SNR, jednorazowy odczyt obrazu po całej ekspozycji prowadziłby do wejścia pikseli w obszar nieliniowy a nawet w stan nasycenia (czarny radiogram). Z kolei w przypadkach stosowania relatywnie słabych źródeł promieniowania (małe moce dawki) długie czasy ekspozycji prowadziłyby do tego, że prądy upływu zabierałyby dużą część ładunku generowanego przez promieniowanie na fotodiodach pikseli. Stosując obrazową analogię można powiedzieć, że mając dziurawe wiadro, lepiej szybko napełniać je wodą, przenosić w miejsce przeznaczenia i opróżniać, niż napełniać je powoli pozwalając na to, że dużo wody w międzyczasie z niego wycieknie. W przypadku mocno zużytych paneli (duże prądy upływu tranzystorów TFT) słabe źródła promieniowania mogą być całkowicie nieprzydatne do wykonywania prześwietleń ponieważ szybkość generowania ładunku na fotodiodach pikseli będzie porównywalna z szybkością jego odpływu przez nieszczelne tranzystory TFT.

Strategią jaką stosuje się w celu ograniczenia opisanych efektów jest podział całkowitego czasu ekspozycji na kilka (kilkanaście) ramek odczytu, tak aby odczytywane poziomy sygnałów z pikseli leżały w obszarze liniowym a czasy ramki (czyli ekspozycje cząstkowe) nie były zbyt długie. Często ogranicza się czas ramki do maksymalnie 1 sek., chociaż trudno jest precyzyjnie określić tę granicę bez przeprowadzenia szczegółowych testów konkretnego panelu.

Ustalanie prawidłowych parametrów ekspozycji panelu metodą prób i błędów jest możliwe jednak pociąga za sobą konieczność wykonania kilku do kilkunastu radiogramów testowych. Postępowanie takie może być uzasadnione jedynie w przypadku wykonywania dużej liczby powtarzalnych ekspozycji jednakowych obiektów. W innych przypadkach konieczne będzie skorzystanie ze specjalistycznego oprogramowania wspomagającego proces przygotowywania ekspozycji radiograficznych na panelu płaskim. Sposób posługiwania się tego rodzaju oprogramowaniem omówiony zostanie na przykładzie programu *Rentex DR* firmy NDT SOFT [10]. Program ten przeznaczony jest do wspomagania badań radiograficznych prowadzonych z użyciem paneli płaskich oraz lamp rentgenowskich.

Przed rozpoczęciem użytkowania programu użytkownik musi wprowadzić do jego bazy danych parametry posiadanych paneli oraz lamp rentgenowskich. Przykład definiowania parametrów dla panelu płaskiego PaxScan 1515DXT firmy Varian pokazano na rys. 5. Niestety nie wszystkie z wymaganych parametrów panelu wyszczególnione są w standardowych specyfikacjach udostępnianych przez producentów paneli. Część można znaleźć w specjalistycznej literaturze fachowej, część zaś wymaga wykonania kilku radiogramów testowych za pomocą panelu użytkownika. Generalnie problem ten może przerastać możliwości użytkownika i parametry panelu muszą być wyznaczone przy współudziale producenta oprogramowania.

Do najważniejszych parametrów panelu płaskiego należą: rodzaj oraz grubość warstwy scyntylatora (*Scintillator type and mass loading*), rozmiar piksela (*Detector pixel size*), relatywna powierzchnia fotodiody (*Fill factor*) oraz podstawowa rozdzielczość przestrzenna (*Basic spacial resolution*). Pozostałe parametry wynikają z podstaw fizycznych bądź też z ogólnych zasad konstrukcji klasycznych paneli płaskich z matrycami a-Si.



Rys. 5. Definiowanie parametrów panelu PaxScan 1515DXT w programie Rentex DR.

Znacznie łatwiejsze jest natomiast wprowadzanie do programu parametrów posiadanych lamp rentgenowskich. Generalnie wymagane parametry tych urządzeń podawane są w specyfikacji technicznej producenta i dobrze rozumiane przez operatorów badań radiograficznych. Należy podkreślić, że program obsługuje wyłącznie lampy z elektrodą wolframową.

Na rys. 6 pokazano przykład wprowadzenia do bazy programu parametrów lampy panoramicznej typu Eresco 32 MF4-C. Definiuje się w szczególności takie parametry lampy jak maksymalna wartość napięcia (*Max. voltage*) maksymalny prąd lampy dopuszczalny przy tym napięciu (*Max. current*) oraz efektywny rozmiar ogniska lampy (*Source size*). Niezbędne jest również wprowadzenie filtracji własnej lampy oraz ewentualnej filtracji dodatkowej zainstalowanej na jej okienku. Filtracja ta wyrażona jest poprzez podanie efektywnych grubości warstw materiałów (*Be, Cu, Al, Fe, Ni*), przez które przechodzi wiązka promieniowania wytworzona w ognisku lampy.

Generalnie program potrafi samodzielnie obliczyć zarówno rozkład energetyczny jak też moc dawki promieniowania lampy jedynie na podstawie ustawionych wartości napięcia oraz prądu lampy a także grubości wyszczególnionych powyżej warstw filtracyjnych. Jednak jest to zawsze obliczenie przybliżone nie uwzględniające specyfiki konstrukcji konkretnego modelu lampy oraz stopnia jej zużycia. W celu uzyskania rezultatów o najwyższej dokładności program umożliwi wprowadzenie indywidualnych parametrów kalibracyjnych lampy w oparciu o pomiar mocy dawki (*Air Kerma rate*) w odległości 1 m od ogniska.

Parametry te można wprowadzić opcjonalnie po zaznaczeniu pola wyboru (*Use tube output calibration data*).

Editing X-ray tube data

X-ray tube model: Eresco 32 MF4-C Serial No: 1

X-ray tube type
 Directional Panoramic

Max. voltage [kV]: 200 Max. current [mA]: 3,0

Source size [mm]: 4,0

Inherent filtration of X-ray beam:
Be [mm]: 0,8 Cu [mm]: 0,0
Al [mm]: 2,0 Fe/Ni [mm]: 0,4

Use tube output calibration data:

Air Kerma rate at FDD = 1 m:

U [kV]: I [mA]: 2,0 Km [mGy/s]: 3,0

 Kt [mGy/s]:

Rys. 6. Definiowanie parametrów lampy Eresco 32 MF4-C w programie Rentex DR.

Exposure calculator for DR

Help Program Info

Exposure time X-ray tubes Flat panels Options

Tested material: Steel

Single wall thickness [mm]: 14,2

Weld cap height [mm]: 0,0

Radiographic technique

single-wall

double wall - single image

double wall - double image

Tube diameter [mm]: 63,0

X-ray tube type: Eresco 32 MF4-C No-1

Maximum voltage [kV]: 200

U [kV]: 200 I [mA]: 1,0

Flat panel type: PaxScan 1515DXT

SRb [mm]: 0,160

Source-to-panel distance [mm]: 520

Normalised SNR required: 140

Max. Grey Value [% Saturation]: 15

Exposure time >> 3 x 0,82 sec

Ug [mm]: 0,11

Absorbed dose [mGy]: 1,81

Save technique View techniques

Rys. 7. Obliczanie parametrów ekspozycji dla spoin obwodowych rurociągu DN1000 x 14,2 techniką centryczną przy zastosowaniu panelu płaskiego PaxScan 1515DXT oraz lampy panoramicznej Eresco 32 MF4-C.

5. Podsumowanie

W artykule opisano podstawowe zasady wykonywania ekspozycji radiograficznych przy użyciu paneli płaskich z przemianą pośrednią opartych na matrycach a-Si. Ten rodzaj detektorów promieniowania daje obecnie najlepszą podstawę do efektywnego wdrożenia radiografii bezpośredniej DR do głównego nurtu badań nieniszczących.

Na pierwszy rzut oka wydaje się, że proces przygotowania technik radiograficznych z wykorzystaniem paneli płaskich jest znacznie bardziej złożony i skomplikowany niż w radiografii błonowej. Wynika to z natury samego detektora, który jest skomplikowanym urządzeniem elektronicznym wielokrotnego użytku. W szczególności należy wdrożyć szczegółowe procedury kalibracji panelu uwzględniające zmiany źródeł promieniowania oraz warunków badania. Jeśli chodzi o obliczanie parametrów ekspozycji (czasu ramki i liczby ramek) to już obecnie dostępne są odpowiednie programy komputerowe znacznie ułatwiające to zadanie. Te dodatkowe nakłady z pewnością zostaną z nawiązką skompensowane przez liczne zalety bezpośredniej radiografii cyfrowej.

Głównym argumentem na rzecz radiografii DR jest możliwość całkowitej rezygnacji z materiałów dodatkowych (błon lub płyt IP) oraz wyeliminowanie z cyklu pracy ich czasochłonnej obróbki (wywoływania błon lub odczytu płyt IP w czytniku CR). Ten niezwykle ważny aspekt ekonomiczny musi jednak uwzględniać oszczędne gospodarowanie panelem. Dotyczy to np. ochrony tego delikatnego urządzenia przed uszkodzeniem mechanicznym a przede wszystkim precyzyjnego ustalania czasów ekspozycji tak aby minimalizować dawkę promieniowania akumulowaną przez panel. W ten sposób możemy znacznie wydłużyć czas jego eksploatacji. Tu znowu przychodzi z pomocą odpowiednie oprogramowanie.

Istotną zaletą radiografii DR jest także możliwość natychmiastowego obejrzenia wykonanego radiogramu na ekranie laptopa i jego ewentualnego powtórzenia. Oczywiście dochodzą tutaj także wszystkie inne zalety radiografii cyfrowej takie jak możliwość powielania i przesyłania wyników badań w formie cyfrowej oraz łatwość archiwizowania radiogramów na nośnikach cyfrowych.

Literatura

1. S. Mackiewicz, Panele płaskie z przemianą pośrednią oraz możliwości ich wykorzystania w badaniach nieniszczących., Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Stary Młyn 2016
2. U. Ewert, Progres in Digital Industrial Radiology, Part I: Radiographic Techniques – Film Replacement and Backscatter Imaging., Badania Nieniszczące i Diagnostyka, 1-2/2016, str. 37 – 43.
3. S. Mackiewicz, Radiografia cyfrowa na panelach płaskich. Zasady wdrożenia do badań nieniszczących. Materiały XXIII Seminarium Badania Materiałów, Zakopane 2017.
4. 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.
5. L.E. Antonuk, Q. Zhao, Y El-Mohri, H. Du, Y.Wang., An investigation of signal performance enhancements achieved through innovative pixel design across several generations of indirect detection, active matrix, flat-panel arrays., Med. Phys. 36(7), July 2009.
6. J.M. Boundry and L.E. Antonuk, Radiation damage of amorphous silicon, thin-film, field-effect transistors., Med. Phys. 23(5), May 1996.
7. PN-EN ISO 17636-2 Badania nieniszczące spoin – Badanie radiograficzne Część 2: Techniki promieniowania X i gamma z detektorami cyfrowymi.
8. S. Mackiewicz, Ocena jakości radiogramów komputerowych – aspekty praktyczne i metodologiczne, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Stary Młyn 2012
9. S. Mackiewicz, Badania złączy spawanych technikami radiografii cyfrowej w świetle wymagań normy EN ISO 17636-2, Krajowa Konferencja Badań Radiograficznych – Popów 2013.
10. <https://www.ndtsoft.pl>