

Problemy korekcji w hybrydowych pikselowych detektorach promieniowania X

Streszczenie. Promieniowanie X jest szeroko stosowane w medycynie w klasycznej rentgenografii, rentgenowskiej tomografii komputerowej, czy w badaniach materiałowych. Do badań diagnostycznych coraz częściej wykorzystuje się detektory promieniowania X pracujące w trybie pojedynczego zliczania fotonów, które pozwalają na rejestrację i przetwarzanie każdego wpadającego do piksela impulsu z osobna, a przez to zwiększenie kontrastu obrazowania. Artykuł prezentuje przegląd problemów niejednorodności w obrazowaniu przy użyciu takich pikselowych detektorów promieniowania X, a także metody ich korekcji.

Abstract. X-ray imaging is widely used in medicine in classic radiography, X-ray computed tomography and structural characterization of materials. X-ray detectors working in single photon counting mode, which register and process each photon separately, become more and more popular due to the possibility of imaging contrast enhancement. This paper presents problems of nonuniformity in imaging using this type of pixel X-ray detectors and methods of its correction. (**Correction in hybrid pixel X-ray detectors**).

Słowa kluczowe: detekcja promieniowania X, hybrydowe detektory promieniowania, detektory pikselowe, algorytmy korekcji

Keywords: X-ray detection, hybrid radiation detectors, pixel detectors, correction algorithms

doi:10.12915/pe.2014.05.19

Wstęp

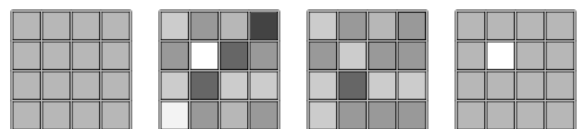
Obecnie w diagnostyce medycznej promieniowanie X jest wykorzystywane w wielu dziedzinach m.in. w klasycznej rentgenografii, jak i w rentgenowskiej tomografii komputerowej, które to techniki pozwalają na zbadanie konkretnych schorzeń, lokalizację uszkodzeń, urazów lub zmian patologicznych. Techniki dyfraktometryczne z wykorzystaniem promieniowania rentgenowskiego są stosowane natomiast w nieinwazyjnym badaniu materiałów np. materiałów na implanty ortopedyczne i dentystyczne, charakteryzacji leków czy w badaniach diagnostycznych tkanek miękkich [1,2].

Biorąc pod uwagę aplikacje medyczne, detektory promieniowania X projektowane są ze szczególnym uwzględnieniem następujących założeń: minimalizacja szumów, zwiększanie rozdzielczości przestrzennej i czasowej, a przez to minimalizacja czasu ekspozycji pacjenta na promieniowanie.

Dzisiejsze detektory ze względu na sposób przetwarzania informacji można podzielić na dwie grupy: pracujące w trybie integracyjnym (CCD) oraz w trybie pojedynczego zliczania fotonów (SPC). W drugim z przypadków architektura układów odczytowych jest znacznie bardziej skomplikowana (każdy kanał zawiera wzmacniacz ładunkowy, układ kształtujący, dyskryminator oraz bloki cyfrowe), co pozwala na rejestrację i przetwarzanie każdego wpadającego do piksela impulsu. Możliwe jest zatem przetwarzanie i wybór fotonów z danego okna energetycznego, a dzięki temu zwiększenie kontrastu obrazowania (zwłaszcza dla tkanek miękkich), identyfikacja wielu środków kontrastowych podczas jednego badania, zmniejszenie liczby artefaktów powodowanych ruchem pacjenta, skrócenie czasu badania, jak również redukcja dawki promieniowania.

Aby poprawić jakość obrazowania, grupy badawcze z całego świata projektują wielokanałowe układy scalone w coraz nowszych technologiach, co daje możliwość minimalizacji rozmiarów pikseli, a zatem wpływa na poprawę rozdzielczości obrazowania [3,4]. Jednak w dużych układach zawierających wiele tysięcy pikseli znaczący wkład mają efekty niedopasowania parametrów geometrycznych i fizycznych zaprojektowanych elementów, co wynika z niedokładności procesu technologicznego produkcji układów scalonych. W konsekwencji przy oświetlaniu całego detektora jednorodną wiązką promieniowania w uzyskanym obrazie liczba

zarejestrowanych cząstek jest różna w różnych kanałach. Rysunek 1 przedstawia schematycznie obrazy uzyskane dla przypadku idealnego przy założeniu jednorodności parametrów układów odczytowych dla każdego kanału (rys. 1a) oraz w sytuacji, gdy efekty niedopasowania powodują niejednorodność rejestracji pomiędzy kanałami (rys. 1b-d).



Rys.1. Schematyczne obrazy, które mogą zostać uzyskane przy jednorodnym naświetleniu matrycy pikseli wielkości 4x4 w przypadku a) idealnym, b) niejednorodności spowodowanej rozrzutem offsetów c) niejednorodności spowodowanej rozrzutem wzmocnienia d) błędów spowodowanych występowaniem tzw. "fałszywych pikseli".

Efekty rozrzutu pomiędzy kanałami minimalizuje się już na etapie projektowania, stosując odpowiednią architekturę toru przetwarzania impulsów. Jednak w układach zawierających kilkadziesiąt tysięcy kanałów zawsze istnieje pewien limit możliwej do uzyskania jednorodności i wówczas stosuje się dodatkowo korekcję programową, wykorzystującą odpowiednie algorytmy przetwarzania informacji uzyskanej w wyniku rejestracji promieniowania.

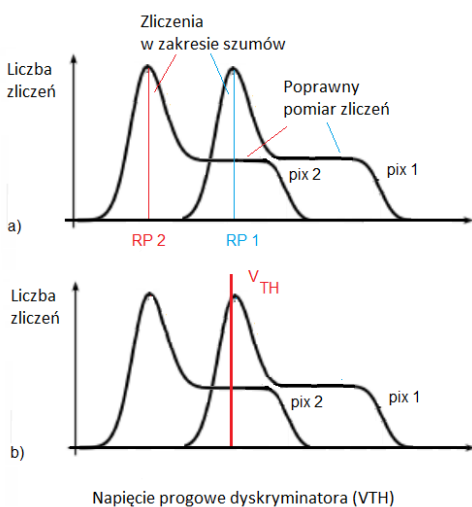
W niniejszej pracy omówiono przyczyny występowania niejednorodności w rejestracji promieniowania oraz algorytmy korekcyjne układu umożliwiające jego poprawną kalibrację, a także algorytmy korekcji stosowane w przetwarzaniu uzyskanego obrazu. Opisane metody zostały wykorzystane w układzie scalonym zaprojektowanym w technologii TSMC 40nm do detekcji promieniowania X przez grupę mikroelektroniczną w Katedrze Metrologii i Elektroniki AGH.

Rozrzut offsetów pomiędzy kanałami odczytowymi

W detektorach pikselowych typu SPC impuls zarejestrowany przez sensor jest wzmacniany i kształtowany w każdym pikselu z osobna przez układ elektroniki odczytu [4]. Do głównych elementów toru odczytowego należą wzmacniacz ładunkowy, układ kształtujący, zapewniający formowanie impulsu i maksymalizację stosunku sygnału do szumu, dyskryminator

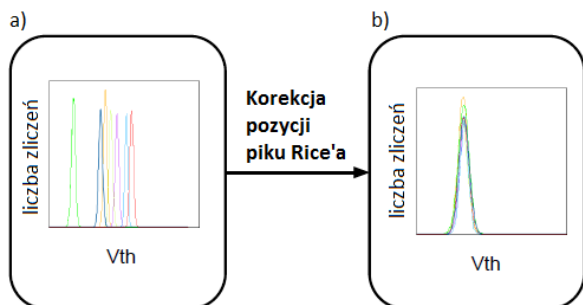
oraz bloki cyfrowe zawierające liczniki i logikę niezbędną do komunikacji z układem i odczytanie z niego informacji. Aby zapewnić poprawny pomiar wpadających do detektora fotonów, przy projektowaniu układów w architekturze wielokanałowej należy zadbać o dużą jednorodność poziomów stałych napięć na wejściu dyskryminatorów (offsety).

Wyznaczając całkowitą liczbę zliczeń w pikselu w zależności od poziomu napięcia progowego na dyskryminatorze (V_{TH}) uzyskuje się tzw. widmo całkowite zliczeń (threshold scan), czyli charakterystyki schematycznie przedstawione na rysunku 2a). Widoczne na charakterystykach wierzchołki przebiegów oznaczone przez RP 1 i RP 2 świadczą o położeniu poziomów stałych na wejściu dyskryminatorów, a ich rozrzut odpowiada rozrzutowi tych poziomów stałych. Ustawienie progu dyskryminacji (V_{TH}) odpowiednio wysoko pozwala na odcięcie szumów i prawidłową rejestrację zliczeń. Jednak w przypadku, gdy (jak na rysunku 2b)) rozrzut offsetów pomiędzy pikselami jest znaczący, niemożliwe staje się poprawne ustawienie wspólnego progu dyskryminacji.



Rys.2 a) Zależność liczby zliczeń od progu odcięcia (tzw. "threshold scan") dla dwóch różnych pikseli. b) duży rozrzut offsetów pomiędzy pikselami powoduje problem z doбором takiego progu odcięcia (V_{TH}), który zapewni poprawną rejestrację promieniowania dla obydwu pikseli.

Rozwiązaniem jest zastosowanie w każdym kanale układu scalonego przetworników (tzw. trim DAC) pozwalających na korekcję położenia tego poziomu, a następnie zastosowanie odpowiedniego algorytmu umożliwiającego ustawienie takich wartości przetworników korekcyjnych, dla których rozrzut wartości RP dla wszystkich pikseli jest minimalny (rys. 3).



Rys.3 Schemat korekcji pozycji piksu Rice'a. a) odpowiedź 10 wybranych pikseli przed korekcją b) odpowiedź 10 wybranych pikseli po korekcji

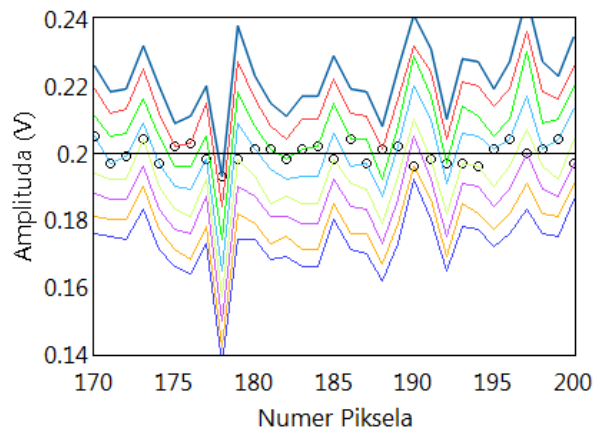
W tym celu dla każdego piksela należy wyznaczyć zależności liczby zliczeń od poziomu napięcia V_{TH} dla wszystkich wartości trim DAC, a następnie wyliczyć wartości RP dla każdego z przypadków. Biorąc pod uwagę charakterystyki zależności wartości RP od wartości trim DAC należy dobrać taką jego wartość dla każdego z pikseli, aby wartości RP były jak najbliższe wybranej docelowej pozycji RP.

Przykładowe wyniki testów dla korekcji układu o 432 pikselach wskazują, że stosując opisany algorytm można zmniejszyć rozrzut wartości RP z 25.5 mV do 2.77 mV. Eksperymenty pokazują zatem, że wykorzystanie algorytmu korekcji offsetów pozwala na poprawę jednorodności rejestrowanego promieniowania, a jego niewątpliwą zaletą jest wykorzystanie jedynie widma całkowitego szumów.

Rozrzut wzmocnień pomiędzy kanałami odczytowymi

Hybrydowe detektory pracujące w trybie zliczania pojedynczych fotonów wzmacniają ładunek wejściowy dając w rezultacie odpowiedni skok napięcia, którego amplituda jest proporcjonalna do ładunku wejściowego. Dzięki temu możliwe jest uzyskanie informacji o energii promieniowania docierającego do detektora. W eksperymentach okazuje się jednak, że dla monoenergetycznego promieniowania układ odczytowy w różnych kanałach rejestruje sygnały o różnych amplitudach. Jest to związane z rozrzutem wzmocnienia pomiędzy kanałami odczytowymi, na który wpływ mają oczywiście rozrzuty pewnych elementów, zazwyczaj pojemności.

Celem minimalizacji rozrzutu wzmocnień stosowane są odpowiednie architektury umożliwiające zmianę wzmocnienia w niewielkim zakresie w każdym kanale. Na przykład w omawianym układzie jest to możliwość zmiany pojemności przy pomocy 3-bitowego rejestru. Aby skalibrować układ pod kątem wzmocnienia przeprowadza się pomiary w funkcji napięcia progowego dyskryminatora z użyciem promieniowania X. Dla każdego kanału wyznaczana jest wartość wzmocnienia dla sygnału wejściowego dla wszystkich konfiguracji bitów odpowiedzialnych za jego zmianę. Wykres na rysunku 4 przedstawia zmierzoną amplitudę sygnału dla wszystkich możliwych ustawień wzmocnienia (różne kolory wykresu) dla 30 wybranych pikseli. W tym przypadku zaproponowany algorytm korekcji polega na doborze takich wartości konfiguracyjnych dla każdego z pikseli, które zminimalizują jego rozrzut w całej macierzy.



Rys.4 Wyniki pomiarów amplitudy sygnałów na wejściu dyskryminatora dla 8 różnych ustawień bitów wzmocnienia. Kółka oznaczają wartości wybrane przez algorytm korekcji wzmocnienia.

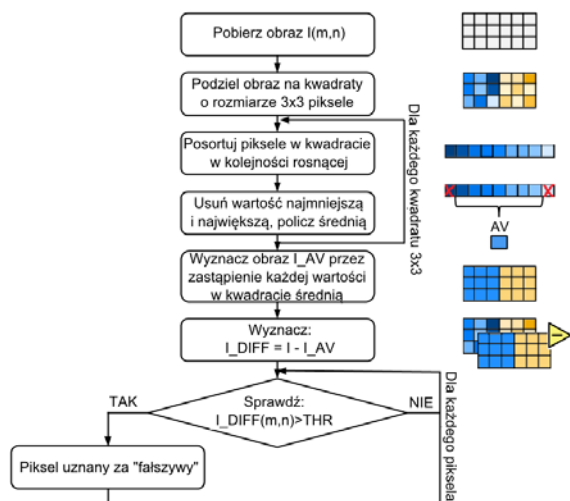
Algorytmy korekcji w przetwarzaniu obrazów

Po kalibracji układu z wykorzystaniem algorytmów opisanych w poprzednich paragrafach możliwa jest bardziej precyzyjna rejestracja promieniowania zarówno pod kątem poprawnej detekcji zderzeń fotonów z detektorem jak i dyskryminacji cząstek o określonej energii. Okazuje się jednak, że podczas akwizycji występują kolejne zjawiska wpływające negatywnie na jakość obrazu. W wielu praktycznych sytuacjach w obrazach można zaobserwować tzw. szum impulsowy, czyli piksele, w których liczba zliczeń jest znacząco różna (mniejsza lub większa) w porównaniu do sąsiadów. Detekcja takich "fałszywych pikseli" jest bardzo ważna z punktu widzenia diagnozy medycznej, gdyż piksele o wartościach niestandardowych wynikających z błędów rejestracji nie powinny być brane pod uwagę podczas analizy obrazu. "Fałszywe piksele" charakteryzują się niezmiennością wartości w czasie, podczas gdy ich sąsiedzi rejestrują różne wartości w zależności od natężenia promieniowania.

W literaturze do korekcji szumu impulsowego najczęściej stosuje się metody oparte na filtracji medianowej. Wykorzystywany jest zarówno klasyczny filtr medianowy, jak i jego modyfikacje polegające na wykryciu zaszumionych pikseli i ograniczeniu liczby pikseli podlegających filtracji, co skutkuje mniejszym rozmyciem wynikowego obrazu [5].

Do detekcji szumu impulsowego w obrazowaniu promieniowania X zaproponowano dwa różne algorytmy - zmodyfikowany filtr medianowy (median filter - MF) oraz algorytm oparty na porównaniach wartości sąsiednich pikseli (neighbour comparison - NC).

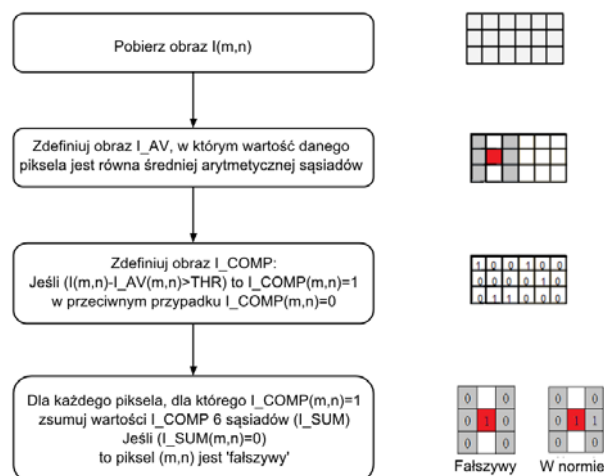
W algorytmie opartym na filtrze medianowym wejściowy obraz (I) dzielony jest na kwadraty o rozmiarze 3x3 piksele, następnie w każdym z kwadratów wyznaczana jest średnia z wartości pikseli z pominięciem wartości największej i najmniejszej. Od wejściowego obrazu odejmowany jest obraz I_AV, w którym wartości pikseli zostały zastąpione przez wartości średnie wyznaczone dla każdego z kwadratów. Porównanie wartości bezwzględnej różnicy (I - I_AV) z progiem dyskryminacji THR, daje informację o tym, czy piksel zostanie zaklasyfikowany jako "fałszywy". Kompletny schemat algorytmu pokazuje rysunek 5.



Rys.5 Schemat algorytmu MF wykrywającego "fałszywe" piksele.

Należy zwrócić uwagę, że sortowanie pikseli przed uśrednianiem zapewnia lepszą skuteczność detekcji, gdyż nie są brane pod uwagę piksele o wartościach odstających, a zatem próg odcięcia (THR) może być znacznie niższy.

Możliwe jest, że w zaprojektowanym układzie "fałszywe piksele" będą posiadały pewien gradient i mogą występować częściej np. w wierszu lub w kolumnie. Dla takich przypadków zaproponowano rozwiązanie uwzględniające topografię kanałów i w algorytmie NC informacja o charakterystycznym rozmieszczeniu "fałszywych pikseli" została wykorzystana przy definiowaniu pojęcia sąsiedztwa. Do zbioru sąsiadów należą tylko te piksele z kwadratu 3x3, które nie leżą w tej samej kolumnie. Obraz I_AV jest wyznaczany w tym przypadku przez wyliczenie średniej arytmetycznej z wartości tak zdefiniowanych sąsiadów dla każdego piksela. Następnie definiowany jest obraz I_COMP o wartościach binarnych. '1' oznacza przekroczenie progu THR przez wartość bezwzględną różnicy obrazu wejściowego i uśrednionego. Ostatni etap zakłada sprawdzenie wartości sąsiadów dla każdego z pikseli obrazu I_COMP, którego wartość jest równa 1. Jeśli żaden z jego sześciu sąsiadów nie przyjmuje wartości 1, to piksel zostaje uznany za fałszywy. Kompletny schemat algorytmu pokazuje rysunek 6.



Rys.6 Schemat algorytmu NC wykrywającego "fałszywe" piksele.

Porównanie wyników uzyskanych obiema metodami zostało zestawione w tabeli 1.

Tabela 1. Liczby fałszywych pikseli wykrytych przez dwa opisane algorytmy. Wartości uśrednione dla 20 testowych obrazów.

Liczba fałszywych pikseli [%]	Algorytm MF	Algorytm NC
Poprawnie wykryte	94.1	99
Niewykryte	5.9	1
Dodatkowo wykryte	13.4	13.6

Jak pokazuje tabela, algorytm NC uwzględniający charakterystyczne położenie "fałszywych pikseli" daje lepsze rezultaty, ponadto w zależności od zastosowania można tak modyfikować definicję sąsiedztwa, aby dopasować metodę do specyficznego układu "fałszywych pikseli".

Podsumowanie

W artykule zaprezentowano różne metody korekcji w obrazowaniu promieniowania X, począwszy od metod pozwalających na kalibrację układu (korekcja rozrzutu offsetów, korekcja wzmocnienia), a skończywszy na metodach stosowanych do przetwarzania uzyskanego obrazu. Autorzy pokazali, w jaki sposób efekty niejednorodności w rejestracji można minimalizować przez zastosowanie odpowiedniej architektury układu, a także odpowiednich algorytmów kalibracyjnych. Omawiane algorytmy zostały zaimplementowane i przetestowane w praktycznym rozwiązaniu.

Poprawna korekcja układu nie tylko zwiększa jakość obrazowania pod kątem prawidłowej detekcji zderzenia cząstki z detektorem i rozróżnienia energii cząstek, ale także umożliwia wprowadzanie kolejnych metod polepszających rozdzielczość przestrzenną takich jak algorytm c8p1, który minimalizuje efekt podziału ładunku pomiędzy piksele w przypadku, gdy foton uderza w pobliżu granicy pomiędzy dwoma lub czterema pikselami [6].

Dzięki zastosowaniu opisanych metod kalibracji, a także algorytmu eliminującego efekt podziału ładunku w obrazowaniu medycznym uzyskuje się lepszy kontrast, natomiast algorytmy wykrywające szum impulsowy pozwalają na detekcję artefaktów.

Prace związane z obrazowaniem dwuwymiarowym wspierane były przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w projekcie nr PBS1/A3/12/2012 w latach 2012-2015.

LITERATURA

[1] Tyliszczak, B. ; Sobczak-Kupiec, A.L. ; Bialik-Was, K. ;Kuciel, S., *Dispersion and stability of tricalcium phosphate powders in polyacrylate dispersions*, Micro & Nano Letters, IET, 2013 , vol.8, issue 1, 39 - 42

- [2] Lazarev, P. ; Paukshto, M. ; Pelc, N. ; Sakharova, A., *Human tissue X-ray diffraction: breast, brain, and prostate*, Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE , vol.4, 3230 - 3233
- [3] R. Ballabriga, M.Campbell, E.Heijne, X.Llopart, L.Tlustos, W.Wong, *Medipix3: A 64 k pixel detector readout chip working in single photon counting mode with improved spectrometric performance*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 633 (2011) S15–S18
- [4] P. Maj, P. Grybos, R. Szczygiel, M. Zoladz, T. Sakumura, Y. Tsuji, "18k Channels single photon counting readout circuit for hybrid pixel detector," Nucl.Instrum. Meth. A 697 (2013) 32.
- [5] Fabijańska A., Two-pass median filter for impulse noise removal, *Automatyka - T.13/3* (2009), s.807-820
- [6] P. Maj; A. Drozd; R. Szczygiel; P. Grybos., „FPGA Simulations of Charge Sharing Effect Compensation Algorithms for Implementation in Deep Sub-Micron Technologies”, IEEE 15th International Conference on Computer Modelling and Simulation (UKSim), Cambridge, 2013, 780 - 786.

Autorzy: mgr inż. Aleksandra DROZD, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, WEAlIB, KATEDRA METROLOGII I ELEKTRONIKI, Al. Mickiewicza 30, Kraków, *E-mail:* drozd@agh.edu.pl
dr inż. Piotr MAJ, AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, WEAlIB, KATEDRA METROLOGII I ELEKTRONIKI, Al. Mickiewicza 30, Kraków, *E-mail:* maj@agh.edu.pl