

# POPRAWA JAKOŚCI OBRAZÓW TOMOGRAFICZNYCH O NISKIEJ DAWCE PROMIENIOWANIA

Tomasz Węgliński, Anna Fabijańska

Politechnika Łódzka, Instytut Informatyki Stosowanej

**Streszczenie.** W artykule rozważono problem poprawy jakości obrazów z tomografu komputerowego, uzyskanych z wykorzystaniem niskich dawek promieniowania. W szczególności, przetestowano popularne algorytmy przetwarzania wstępnego (m.in. algorytm filtracji anizotropowej, średnich nielokalnych, przesunięcia do średniej) oraz przeanalizowano skuteczność ich działania. Oceny jakości poprawy dokonano w oparciu o sztucznie wygenerowane zakłócenia, symulujące artefakty towarzyszące w obrazach TK niskim dawkom promieniowania. Do ilościowego porównania stopnia poprawy jakości wykorzystano takie miary, jak błąd średniokwadratowy oraz indeks strukturalnego podobieństwa.

**Słowa kluczowe:** tomografia komputerowa (TK), promieniowanie, wodogłowie, segmentacja

## ENHANCEMENT OF LOW-DOSE CT SCANS

**Abstract.** In this paper the problem of enhancement of low-dose CT scans was considered. In particular, popular pre-processing algorithms (such as anisotropic diffusion filter, non-local means filter, mean-shift filter) were tested and analyzed. The assessment of image quality improvement was performed based on the artificially generated artifacts, similar to those appearing in low-dose CT scans. Their effectiveness was investigated using the image quality measures, such as the mean square error and the structural similarity index.

**Keywords:** computer tomography (CT), low-dose, x-ray, hydrocephalus, segmentation

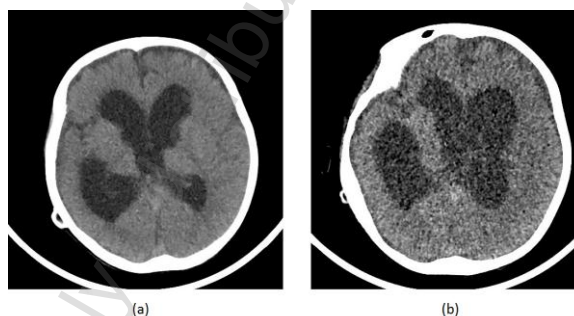
## Wstęp

Tomografia komputerowa (TK) stanowi jedną z powszechniej stosowanych metod obrazowania medycznego. Jest ona wykorzystywana w diagnostyce większości zmian chorobowych, m.in. schorzeniach mózgu, klatki piersiowej, kości i stawów czy jamy brzusznej. Zdjęcia tomograficzne pozwalają na uwidocznienie w obrazie istotnych struktur ludzkiego ciała oraz towarzyszących im zmian patologicznych. Zaletą TK jest relatywnie niski czas i koszt badania, w przeciwieństwie do badania za pomocą rezonansu magnetycznego (RM). Jednakże, obrazowanie za pomocą tomografu komputerowego niesie ze sobą również zagrożenia. TK wykorzystuje jonizujące promieniowanie rentgenowskie, które stanowi potencjalne ryzyko uszczerbku dla zdrowia w przypadku nadmiernej ekspozycji (za dużej dawki i/lub za częstych badań). Grupę największego ryzyka w zakresie możliwości występowania powikłań spowodowanych nadmierną dawką promieniowania stanowią noworodki oraz dzieci. Z tego powodu, coraz więcej ośrodków medycznych na całym Świecie, decyduje się na wprowadzenie tzw. protokołów niskiej dawki. Obrazy TK wykonane tą techniką są w pełni funkcjonalne klinicznie i pozwalają na skuteczną diagnostykę badanych schorzeń przez radiologów. Z drugiej strony, charakteryzują się niską jakością i są bardzo trudne do analizy za pomocą metod komputerowych. W związku z powyższym, w niniejszym artykule porównano i poddano dyskusji skuteczność znanych metod przetwarzania wstępnego obrazów w odniesieniu do obrazów TK o niskiej dawce promieniowania.

## 1. Definicja problemu

Zastosowanie niskich dawek promieniowania podczas przeprowadzania badań tomograficznych w drastyczny sposób obniża jakość uzyskiwanych obrazów. Problem ten zobrazowano na rysunku 1. W szczególności rysunek 1a przedstawia przekrój mózgu z wodogłowiec uzyskany z normalną dawką promieniowania, podczas gdy przekrój z badania o obniżonej dawce jest widoczny na rysunku 1b.

Na rysunku 1 wyraźnie widać różnicę jakości pomiędzy przedstawionymi przekrojami. Obrazy uzyskane z niską dawką promieniowania charakteryzują się artefaktami typu 'film grain', które w znaczącym stopniu zmniejszają kontrast obrazu oraz utrudniają dokładną lokalizację krawędzi zmian chorobowych, co w konsekwencji wpływa na dokładność dalszej analizy ilościowej. Aby zapewnić jednolite przetwarzanie obrazów TK uzyskanych z różnymi dawkami promieniowania, konieczne jest opracowanie specjalistycznych algorytmów przetwarzania wstępnego.



Rys. 1. Porównanie przekrojów TK uzyskanych z (a) normalną, (b) obniżoną dawką promieniowania

## 2. Miary jakości obrazu

Pomiar jakości obrazu (ang. *image quality measurement*) jest popularną metodą ewaluacji skuteczności metod przetwarzania wstępnego. Zwykle, pomiaru dokonuje się na podstawie analizy podobieństw (lub różnic) pomiędzy przetwarzanym obrazem, a oryginalnym, nie zmienionym obrazem wejściowym. Istnieją dwa podstawowe typy stosowanych metod pomiarowych: subiektywne i obiektywne.

Miary subiektywne bazują na wizualnej ocenie jakości przetwarzanego obrazu. Zwykle przeprowadzane są przez wybraną grupę ekspertów, którzy bazując na swojej wiedzy, w sposób niezależny dokonują oceny jakości obrazu wynikowego i osiągniętych korzyści w stosunku do obrazu wejściowego. W przypadku obrazów medycznych, analizy tej dokonują lekarze oraz specjaliści z dziedziny radiologii. Jednakże subiektywna metoda ewaluacji wyników jest często niedokładna, kosztowna oraz czasochłonna.

Obiektywne miary jakości dokonywane są w sposób automatyczny, na podstawie obliczeń określonych wskaźników matematycznych. Wskaźniki te bazują najczęściej na metodach statystycznych, określających stopień podobieństwa (poprawy) przetwarzanego obrazu względem wzorca. Zastosowanie tych metod pozwala na wykluczenie błędów ludzkich. Popularne, obiektywne miary jakości obrazu to [4]:

- błąd średniokwadratowy (MSE, ang. *mean square error*);
- stosunek sygnału do szumu (PSNR, ang. *peak signal to noise ratio*);
- indeks strukturalnego podobieństwa (SSIM, ang. *structural similarity index metric*);
- średni błąd bezwzględny (MAE, ang. *mean absolute error*).

W niniejszym artykule, do ewaluacji wyników poprawy jakości obrazu wykorzystano miary MSE oraz SSIM.

## 2.1. Błąd średniokwadratowy

Błąd średniokwadratowy (MSE) jest podstawową miarą jakości, służącą do obliczania tzw. kwadratu "błędu", czyli różnicy pomiędzy estymatorem i wartością estymowaną. W odniesieniu do obrazów monochromatycznych, rolę estymatora pełni wartość intensywności piksela w obrazie wzorcowym, natomiast wartością estymowaną jest intensywność piksela obrazu poddawanego rekonstrukcji. Z tego względu błąd MSE określony jest wzorem:

$$MSE = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N ([f(i, j) - f'(i, j)]^2) \quad (1)$$

gdzie:  $M, N$  – wymiary obrazu,  $f(i, j)$  – intensywność piksela obrazu wejściowego,  $f'(i, j)$  – intensywność piksela obrazu wynikowego.

Jak widać z powyższego równania, wartość błędu średniokwadratowego zależy od różnicy intensywności poszczególnych pikseli w obrazie wzorcowym a badanym. Im większa wartość błędu średniokwadratowego, tym porównywane obrazy bardziej się od siebie różnią. Wartość zerowa błędu MSE osiągnięta jest jedynie dla dwóch identycznych obrazów.

## 2.2. Indeks strukturalnego podobieństwa

Indeks SSIM jest miarą podobieństwa strukturalnego w dziedzinie obrazu. Jest to jedna z najdokładniejszych miar jakości, niezależna od zastosowanego modelu barw w obrazie. Oprócz podobieństwa strukturalnego, SSIM uwzględnia również zmiany jasności i kontrastu. Jako miarę zmienności jasności przyjmuje się różnice wartości jasności średnich w danym oknie, natomiast miara odchylenia standardowego wykazuje zmienność kontrastu obrazu. Struktura obrazu określana jest przez miarę korelacji liniowej pomiędzy wartościami pikseli w danym oknie. Wartość indeksu SSIM pomiędzy dwoma oknami  $X$  i  $Y$  o rozmiarze  $n \times n$  określana jest wzorem:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (2)$$

gdzie:  $\mu_x$  – średnia jasność w oknie  $X$ ,  $\mu_y$  – średnia jasność w oknie  $Y$ ,  $\sigma_x^2$  – wariancja w oknie  $X$ ,  $\sigma_y^2$  – wariancja w oknie  $Y$ ,  $\sigma_{xy}$  – kowariancja pikseli w oknie  $X$  i  $Y$ ,  $c_1, c_2$  – współczynniki stałe.

Do obliczania SSIM stosuje się zwykle okno przesuwne o rozmiarze  $8 \times 8$  lub większym. Wynikowa wartość indeksu SSIM jest sumą wartości tego wskaźnika ze wszystkich okien w obrazie. W zależności od warunków przesuwu okien w obrazie i wag przyjętych przy liczeniu wartości statystycznych, SSIM przyjmuje wartości dziesiętne z przedziału  $<-1, 1>$ . Wartość 1 jest osiągalna jedynie w przypadku dwóch identycznych obrazów.

## 3. Dane wejściowe

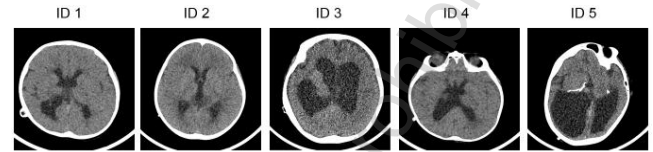
W badaniach opisanych w artykule wykorzystano rzeczywiste obrazy TK pochodzące z badań dzieci z wodogłowie. Każdy z obrazów reprezentuje wybrany przekrój poprzeczny mózgu. Prezentowane obrazy zapisane są w formacie DICOM z rozdzielczością bitową 16 bpp oraz rozdzielczością przestrzenną  $512 \times 512$  pikseli.

Do symulacji skuteczności algorytmów poprawy jakości obrazów, w pierwszej kolejności wykorzystano obrazy pochodzące z rzeczywistych badań TK różnych pacjentów, wykonanych z normalną dawką promieniowania. Przykładowe obrazy z tej klasy (ID1 – ID5), zaprezentowano na rysunku 2.

W celu uzyskania przybliżonego ilościowego opisu stopnia poprawy jakości rozważanej klasy obrazów, dokonano również wyboru obrazów TK wykonanych z normalną dawką

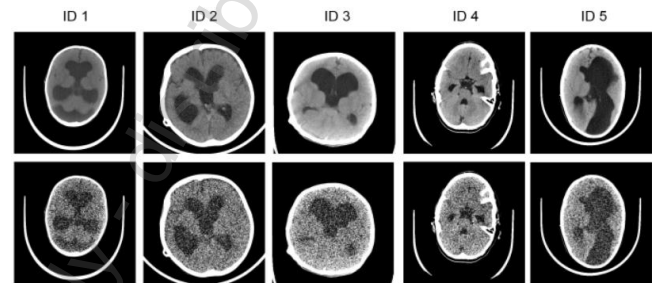
promieniowania. Obrazy te posłużyły do wygenerowania zakłóceń typu 'film grain', symulujących artefakty występujące w obrazach TK o niskiej dawce promieniowania. Zakłócenia wygenerowano za pomocą programu graficznego, według następującej procedury:

- 1) dodanie monochromatycznego szumu Gaussa 35 - 45%,
- 2) rozmycie obrazu filtrem Gaussa,
- 3) powtórzenie kroków 1-2 (*opcjonalnie*),
- 4) zwiększenie kontrastu obrazu o 20 - 30%.



Rys. 2. Wybrane obrazy TK z normalną dawką promieniowania

Wygenerowane obrazy przedstawiono na rysunku 3. W szczególności, w pierwszym wierszu zaprezentowano oryginalne obrazy TK uzyskane z normalną dawką promieniowania, wykorzystane jako obrazy wzorcowe, z kolei drugi wiersz przedstawia wygenerowane obrazy testowe, imitujące efekt 'film grain'.



Rys. 3. Sztucznie wygenerowane obrazy TK imitujące artefakty typu 'film grain'

## 4. Symulacje

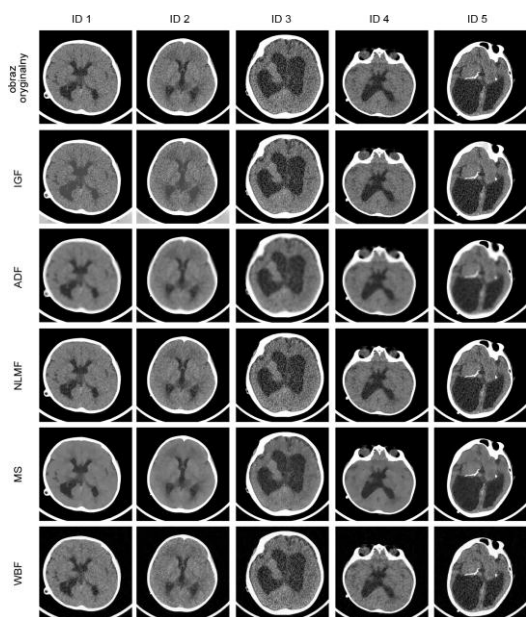
Do poprawy jakości obrazów o niskiej dawce promieniowania oraz sztucznie wygenerowanych obrazów testowych o zbliżonych właściwościach, wykorzystano popularne algorytmy przetwarzania wstępnego. W szczególności rozważono następujące algorytmy:

- algorytm interpolacji grafowej (IGF) [6];
- algorytm filtracji anizotropowej (ang. *Anisotropic diffusion*, ADF) [3];
- algorytm średnich nielokalnych (ang. *non-local means*, NLMF) [1];
- algorytm przesunięcia do średniej (ang. *mean-shift*, MSF) [2];
- algorytm filtracji opartej na falkach (ang. *wavelet-based filter*, WBF) [5].

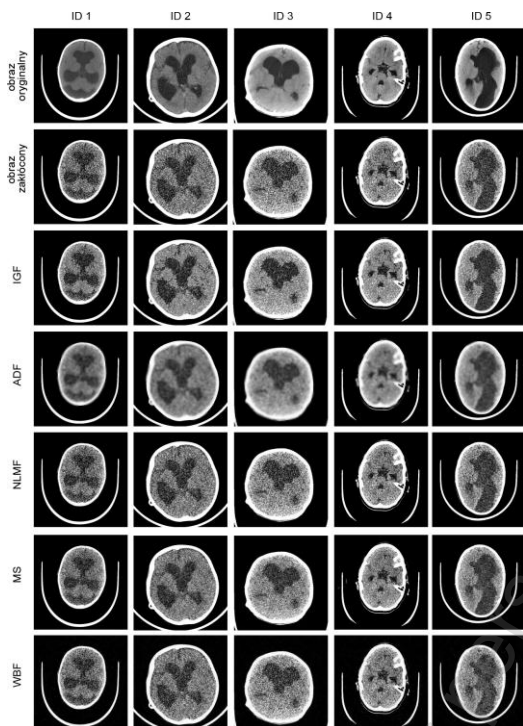
Wybrane metody, w pierwszej kolejności zastosowano do poprawy jakości rzeczywistych obrazów TK uzyskanych z niską dawką promieniowania, przedstawiających zmiany chorobowe wywołane wodogłowie u dzieci. Otrzymane rezultaty przedstawiono na rysunku 4.

Wyniki przedstawione na rysunku 4 wyraźnie pokazują, że subiektywnie największą poprawę jakości obrazu wejściowego uzyskuje się w wyniku zastosowania algorytmu interpolacji grafowej (IGF) oraz algorytmu filtracji anizotropowej (ADF). Jednakże filtracja ADF powoduje nadmierne rozmycie krawędzi i w konsekwencji utratę istotnej informacji obrazowej. Z kolei algorytm MS daje satysfakcjonujące wyniki, ale również powoduje utratę informacji krawędziowej. Wyniki dostarczone przez metody NLMF oraz WBF nie sprawdzają się w odniesieniu do rozważanej klasy obrazów. W szczególności, wprowadzają do obrazu wynikowego, dodatkowe artefakty.

W kolejnych eksperymentach ww. metody poprawy jakości obrazów zastosowano do sztucznie wygenerowanych obrazów imitujących zniekształcenie typu 'film grain' towarzyszące obrazom TK uzyskanym z niskimi dawkami promieniowania.



Rys. 4. Porównanie wyników działania wybranych algorytmów poprawy jakości obrazów dla badań TK z niską dawką promieniowania



Rys. 5. Porównanie wyników działania wybranych algorytmów poprawy jakości obrazów dla sztucznie wygenerowanych obrazów testowych

Wyniki działania rozważanych algorytmów w odniesieniu do sztucznie wygenerowanych obrazów przedstawiono na rysunku 5. Towarzyszące im wartości błędu średniokwadratowego (MSE) oraz indeksu strukturalnego podobieństwa (SSIM) zamieszczono odpowiednio w tabeli 1 i 2. Każdorazowo, za obraz bez zakłóceń potraktowano obraz z normalną dawką promieniowania, który posłużył do wygenerowania obrazu poddawanego poprawie jakości.

Tabela 1. Porównanie błędu średniokwadratowego (MSE) dla rozważanych algorytmów poprawy jakości

	ID 1	ID 2	ID 3	ID 4	ID 5
IGF	359	677	536	314	325
ADF	451	847	249	254	197
NLMF	387	647	625	305	362
MS	286	540	477	277	290
WBF	421	716	665	290	461

Tabela 2. Porównanie indeksów strukturalnego podobieństwa (SSIM) dla rozważanych algorytmów poprawy jakości

	ID 1	ID 2	ID 3	ID 4	ID 5
IGF	0.80	0.64	0.66	0.83	0.78
ADF	0.87	0.74	0.79	0.83	0.85
NLMF	0.79	0.63	0.65	0.83	0.78
MS	0.74	0.64	0.61	0.78	0.73
WBF	0.39	0.38	0.34	0.44	0.41

Wyniki przedstawione w tabelach potwierdzają wnioski z oceny wizualnej, plasując algorytmy IGF i ADF w czołówce metod poprawy jakości obrazów dedykowanych dla obrazów TK uzyskanych z niskimi dawkami promieniowania.

## 5. Podsumowanie

W niniejszym artykule przedstawiono i poddano dyskusji wyniki zastosowania popularnych metod przetwarzania wstępnego do poprawy jakości obrazów TK uzyskanych z niskimi dawkami promieniowania. Rezultaty przeprowadzonych testów pokazują, że z punktu widzenia komputerowej analizy obrazów, problem poprawy jakości obrazów TK o niskiej dawce promieniowania jest istotny. Pomimo, iż zastosowanie znanych metod przetwarzania wstępnego, widocznie poprawia jakość tej klasy obrazów, to jednak towarzyszące poprawie błędy są znaczące. Z tego też powodu, przyszłe prace autorów skupiać się będą na opracowaniu nowego algorytmu przetwarzania wstępnego, dedykowanego poprawie jakości obrazów o niskiej dawce promieniowania.

## Podziękowania

Praca naukowa finansowana ze środków budżetowych na naukę w latach 2013-2015 w ramach programu Iuventus Plus (nr projektu IP2012 011272).

## Literatura

- [1] Buades, A., Coll, B., Morel, J.M.: A non-local algorithm for image denoising. *Computer Vision and Pattern Recognition*, 2, 2005, s. 60-65.
  - [2] Dorin, C., Meer, P.: Mean Shift: A Robust Approach Toward Feature Space Analysis. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 24 (5), 2002, s. 603-619.
  - [3] Perona, P., Malik, J.: Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 12 (7), 1990, s. 629-639.
  - [4] Sasi, C., Jagan, A., Kaur, J., Jyoti, D., Rao, D.S.: Image quality assessment techniques on spatial domain, *International Journal Of Computer Science & Technology*, 2 (3), 2011, s. 177-184
  - [5] Tian, J., Chen, L., Ma, L., A wavelet-domain non-parametric statistical approach for image denoising. *IEICE Electronics Express*, 7, 2010, s. 1409-1415.
- Węgliński T., Fabijańska A.: Enhancement of low-dose CT brain scans using graph-based anisotropic interpolation. *Image Processing & Communications Challenges 5, Advances in Intelligent Systems and Computing*, 233, 2014, s. 29-36

Mgr inż. Tomasz Węgliński

e-mail: twegliński@kis.p.lodz.pl



Tomasz Węgliński jest doktorantem w Instytucie Informatyki Stosowanej Politechniki Łódzkiej. Otrzymał tytuł zawodowy magistra informatyki na Politechnice Łódzkiej w 2010 roku. Jego zainteresowania naukowe dotyczą zastosowania przetwarzania i analizy obrazów w aplikacjach medycznych.

Dr inż. Anna Fabijańska

e-mail: an\_fab@kis.p.lodz.pl



Anna Fabijańska jest adiunktem w Instytucie Informatyki Stosowanej Politechniki Łódzkiej. Otrzymała stopień naukowy doktora informatyki na Politechnice Łódzkiej w 2007 roku. Jej zainteresowania naukowe dotyczą zastosowania przetwarzania i analizy obrazów w aplikacjach przemysłowych i medycznych.