

Mirosław Zając

Instytut Mechatroniki i Systemów Informatycznych
Politechnika Łódzka

DOBÓR PARAMETRÓW FILTRU ADAPTACYJNEGO NA PRZYKŁADZIE PROCESU PRZETWARZANIA OBRAZÓW MEDYCZNYCH

Streszczenie – W artykule podjęto próbę opisu wpływu parametrów filtra adaptacyjnego na poprawę jakości obrazów. Jako przykładowy wybrano obraz medyczny uzyskany z urządzenia diagnostycznego. Do analizy wykorzystano dwa parametry obiektywne reprezentujące jakość obrazu. Zmieniając wartość trzech parametrów filtra analizowano wartości parametrów obiektywnych.

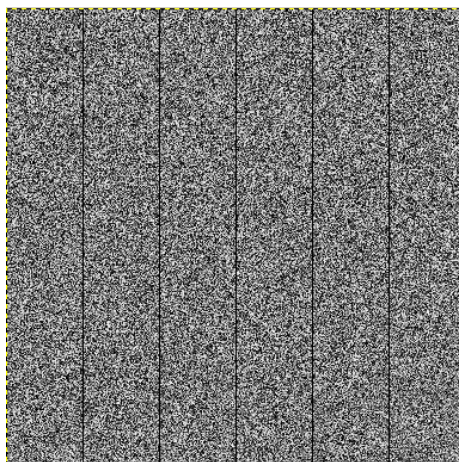
1 Wstęp

Wraz z rozwojem technologii i możliwości wykorzystania tomografii komputerowej do obrazowania wyników badań, potrzebne okazało się opracowanie standardu, który ujednoczyłby zapis i przekazywanie informacji pomiędzy różnymi urządzeniami i systemami mającymi ze sobą współpracować. Standard powinien oferować nie tylko zapis danych graficznych pochodzących z badań medycznych o różnym charakterze i wymaganiach jakościowych, ale także mieć możliwość prowadzenia swego rodzaju kartoteki medycznej w postaci elektronicznej dla danego człowieka. Upowszechnienie tego dość uniwersalnego formatu przyczyniło się do rozwoju i rozbudowy systemów archiwizacji obrazów PACS (Picture Archiving and Communication Systems). Pierwsze próby budowy standardu i jego ujednoczenia datuje się na rok 1983, kolejne w 1988 roku - wprowadzono wtedy standard oznaczony jako „2.0”. W 1993 roku utworzono wersję trzecią znacznie rozbudowaną i uzupełnioną o nowe możliwości. Nowo powstały standard otrzymał nazwę zapisywaną skrótem DICOM, skrót pochodzi od Digital Imaging and Communications in Medicine. DICOM jest uzupełnieniem standardu HL7 – Health Level Seven. Uzupełnienie dotyczy zasad komunikacji i wymiany obrazów w medycynie, czego brakuje w normie HL7. Nowy format DICOM stosuje się wszędzie tam gdzie występuje potrzeba stosowania

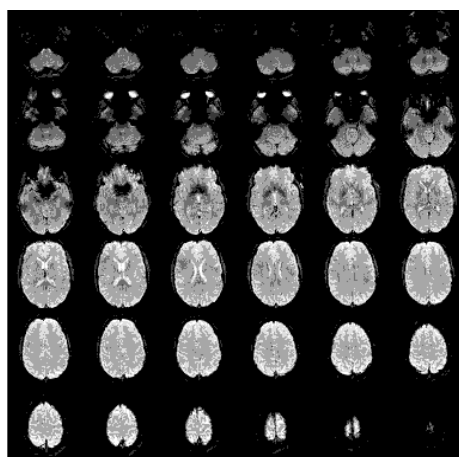
uniwersalnego formatu do przechowywania i przesyłania danych o zróżnicowanej objętości. Format zatem stosuje się do przetwarzania obrazów tomografii komputerowej (TK/CT), analogicznie w tomografii rezonansu magnetycznego (MRI), pozytonowej tomografii emisyjnej (PET) i innych rodzajach urządzeń i badań, przede wszystkim do wszelkich badań wymagających wysokiej rozdzielczości obrazu gdzie można zastosować cyfrową postać ich zapisu. Zapis dużej liczby danych oraz niejednokrotnie sekwencji wideo z badań prowadzi niestety do kilku niedogodności: dane zapisane w tym formacie mają dużą objętość, wymagają też specjalnego oprogramowania gdyż np.: zwykły monitor komputerowy nie jest w stanie wyświetlić danych w odpowiedni sposób - należy je konwertować. Strumień danych powstający w urządzeniu diagnozującym jest niejednokrotnie dość szybki, co stawia spore wymagania co do przepustowości łącza danych. Pozwala to jednak zachować wysoką jakość obrazu. Głównym wymaganiem wobec standardu jest odzwierciedlenie rzeczywistych informacji medycznych w postaci spójnego systemu informatycznego, tak aby w jednym „kontenerze” można było zebrać różne rodzaje danych. Stwarza to dość wysokie wymagania dotyczące zarówno wiedzy ekspertów tworzących nowe urządzenia jak i samych urządzeń przetwarzających te dane. Wysokie wymagania zostały też postawione osobom, do których standard jest adresowany i którzy mają korzystać z dobrodziejstw nowego formatu, tak aby potrafili w pełni wykorzystać możliwości niesione przez nowy format. Pojawiła się potrzeba udostępnienia standardu szerszej grupie odbiorców między innymi poprzez stworzenie odpowiedniego oprogramowania zarządzającego i przetwarzającego informacje zawarte w plikach formatu DICOM. Szybki rozwój i wszechstronność nowego formatu, a także wiedzy eksperckiej przyczynił się do poszerzenia grona odbiorców. Szerszy dostęp do wiedzy o samym standardzie jak i jego wszechstronne zastosowanie wymusiło rozwój bibliotek programistycznych, które są pomocnymi przy budowaniu własnych aplikacji przetwarzających obrazy graficzne. W artykule przedstawiono jedno z możliwych rozwiązań, oparte na aplikacji zbudowanej w języku Java, wyposażone w dodatkowe funkcjonalności. Dodatkowe funkcjonalności dotyczą możliwości odczytu danych, zarówno identyfikujących pacjenta, jak również danych biomedycznych pochodzących z badania. Zdarza się jednak że, obrazy zapisane w tym formacie nie są właściwie dostosowane do sprzętu na którym chcemy je obejrzeć. Stąd konieczność poprawy jakości wyświetlanych obrazów. Dla opisywanego przypadku badawczego autor zaimplementował w zbudowanej aplikacji filtr adaptacyjny oraz przeprowadził analizę jego parametrów, w taki sposób aby maksymalnie poprawić jakość i czytelność obrazów.

2 Zastosowanie filtru adaptacyjnego w procesie przetwarzania obrazu zapisanego w standardzie DICOM

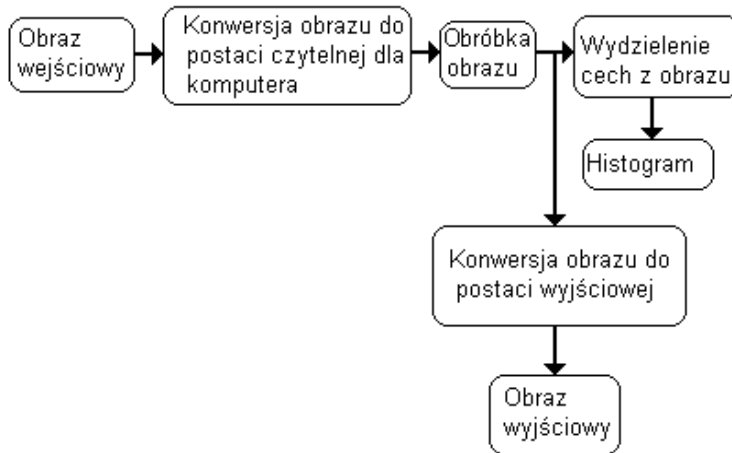
Do analizy danych medycznych będących wynikiem badań pacjenta na urządzeniach medycznych, niezbędny jest odpowiedni sposób wyświetlania obrazu, czyli taki który umożliwi postawienie prawidłowej diagnozy medycznej. Na rys.1 przedstawiono efekt wyświetlenia zawartości nieobrobionego pliku, zapisanego w formacie DCM [10], za pomocą standardowego oprogramowania pozwalającego na odczyt plików tego typu, zaś na rys.2 efekt uzyskany po zastosowaniu filtru adaptacyjnego o parametrach zaproponowanych przez autora.



Rys. 1. Efekt wyświetlenia zawartości obrazu nieprzetworzonego



Rys. 2. Zawartość obrazu po zastosowaniu filtru adaptacyjnego



Rys. 3. Schemat blokowy algorytmu przetwarzania obrazu

Rysunek 3 przedstawia schemat blokowy algorytmu, w którym zastosowano filtr adaptacyjny. Obraz wejściowy jest często zniekształcony lub zapisany w formacie nieczytelny dla większości popularnych programów graficznych. Za tę część procesu przetwarzania odpowiada moduł: „konwersji obrazu do postaci czytelnej dla komputera”. W nim następuje wstępna obróbka obrazu, konwersja obrazu zmieniająca sposób kodowania barw lub jasności. Należy tu zaznaczyć, że konwersja jest bardzo ważna gdyż umożliwia wydobycie danych szczególnie istotnych dla dalszego przetwarzania. Żle przeprowadzona, uniemożliwia prawidłowe działanie algorytmów zajmujących się obróbką obrazu w kolejnym module. W module „obróbka obrazu” obraz ulega wielu transformacjom matematycznym, głównie splotu na danych wejściowych. Tu przeprowadzane są również operacje pośrednie, które dostarczają danych do modułu wydzielającego cechy z obrazu np. przygotowujące dane dla modułu obliczającego histogramy lub zajmujące się konwersją końcową niezbędną do wyświetlenia obrazu. Wydzielanie cech odpowiada również za pobranie informacji o pacjencie i danych telemetrycznych. Ostatni moduł „konwersja obrazu do postaci wyjściowej” zajmuje się typową operacją wyświetlania obrazu i w razie konieczności poddaje obraz dalszej konwersji np. w celu zapisu obrazu do pliku formatu graficznego innego niż DICOM. Efekt zastosowania filtru adaptacyjnego zaprezentowano na rys. 4c, (rys.4a przedstawia obraz wejściowy, wstępnie obrobiony bez użycia filtru adaptacyjnego). Aby pokazać efekty działania filtru adaptacyjnego dołączono znormalizowane histogramy tych obrazów (odpowiednio rys.4b i 4d). Jednowymiarowy histogram został wykorzystany do ukazania różnic w obrazie przed obróbką i po obróbce.

Histogram opisuje częstość występowania poszczególnych wartości pikseli lub zakresów wartości jasności pikseli w obrazie. Dla obrazu czarno-białego wystarczy zatem określić odcień szarości. Wtedy na osi poziomej histogramów znajdują się odcienie szarości w skali (0-255). Amplituda występowania (będąca opisem osi pionowej histogramu wyznaczonego dla obrazu czarno-białego) to inaczej częstość występowania pikseli o danym odcieniu szarości.

Dla histogramu reprezentującego analizowany obraz można zdefiniować funkcję gęstości prawdopodobieństwa $H(b)$. Wtedy pole histogramu opisane jest wzorem (1)

$$\int_0^B H(b)db \quad (1)$$

gdzie $H(b)$ funkcja gęstości prawdopodobieństwa, db – przyrost wartości (w tym przypadku $db=1$), $H(b)db$ – elementarne pole pojedynczego słupka histogramu, B – wartość końcowa zakresu reprezentacji odcieni szarości.

W procesie obróbki obrazów autor zastosował algorytm obliczania histogramu zrealizowany w następujących etapach:

- ♦ ustalenie zakresu jasności lub przyjęcie domyślnego zakresu dla danej liczby bitów na piksel,
- ♦ wyznaczenie liczby przedziałów,
- ♦ wyznaczenie szerokość przedziałów
- ♦ wyliczenie liczby pikseli o wartościach jasności należących do poszczególnych przedziałów.

W celu porównania histogramów wyznaczonych dla poszczególnych obrazów, będących wynikiem obróbki za pomocą filtru adaptacyjnego, autor także zastosował normalizację histogramów. Normalizację opisuje funkcja liniowa F o wartościach od 0 do 255 w przedziale $[A,B]$. Znormalizowaną wartość $H_n(b)$, wyznaczoną dla ocienia szarości opisanego przez b , można opisać wzorem:

$$H_n(b) = \frac{H(b)}{\text{LiczbaElementówObrazu}} \quad (2)$$

Uwzględniając liczbę przedziałów, określającą liczbę odcieni szarości można napisać:

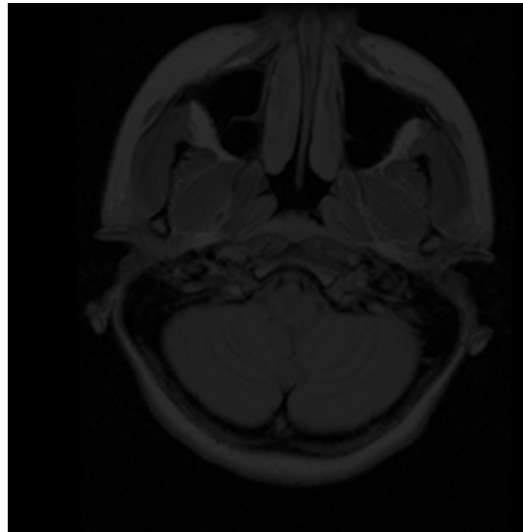
$$H_n(b) = \frac{NH(b)}{\text{LiczbaElementówObrazu}} \quad (3)$$

gdzie N to liczba przedziałów (przyjęto liczbę 255 przedziałów).

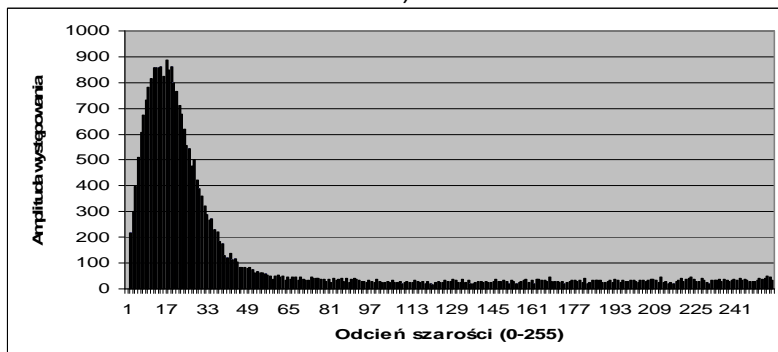
Normalizacja powoduje zmianę wartości jasności pikseli występujących w obrazie, przenosząc go do innego zakresu bardziej pożądanego ze względu na możliwości wyświetlenia i czytelność zawartych informacji. W efekcie otrzymujemy wartość znormalizowaną X_{norm} :

$$X_{norm} = N \frac{X - \min(X)}{\max(X) - \min(X)} \quad (4)$$

gdzie: $\min(X)$, $\max(X)$ to odpowiednio lewa i prawa granica zakresu, X to wartość pikselu poddana normalizacji, X_{norm} wartość znormalizowana.



a)

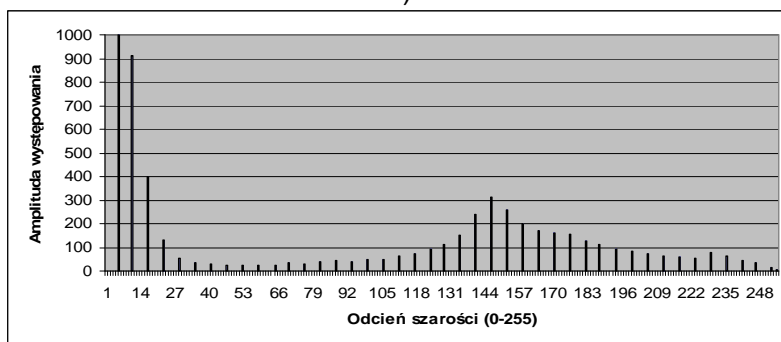


b)

Rys. 4. a) Obraz wejściowy. b) Histogram obrazu wejściowego



c)



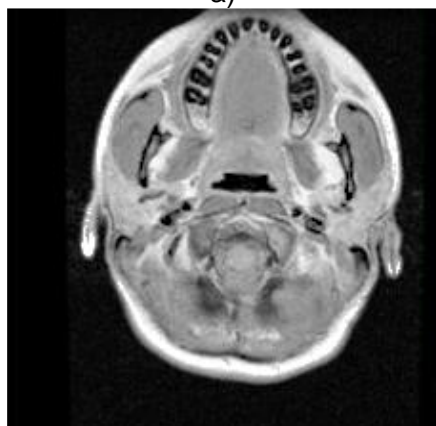
d)

Rys.4 c) Końcowy wynik obróbki obrazu. d) Histogram obrazu po wykonaniu przetwarzania wg algorytmu autora

Dobierając parametry filtru adaptacyjnego, pozwalające na uzyskanie jak najlepszej jakości obrazu, autor zrealizował przetwarzanie obrazu dla różnych wartości parametrów opisujących filtr adaptacyjny. Przykładowe obrazy z podanymi wartościami parametrów filtru adaptacyjnego, ilustrującymi ich wpływ na jakość obrazu, pokazano na rys.5a-5c.



a)



b)



c)

Rys. 5. a) Parametry filtru adaptacyjnego: stopień 70%, promień 28, próg 22.
b) Parametry filtru adaptacyjnego: stopień 70%, promień 28 , próg 106
c) Parametry filtru adaptacyjnego: stopień 500%, promień 2, próg 2

Tworząc własne oprogramowanie wykorzystujące dostępne biblioteki, możliwe jest także pobieranie i wyświetlanie danych pacjenta, zapisanych w tym samym pliku. Przykład fizycznej organizacji danych w pliku *.DCM pokazano na rys. 6.

```

00000000: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000010: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000020: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000030: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000040: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000050: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000060: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000070: 00 00 00 00 00 00 00 00|00 00 00 00 00 00 00 00 |
00000080: 44 49 43 4D|02 00 00 00|55 4C 04 00 04 00 00 00 | DICM UL
00000090: 02 00 01 00|4F 42 00 00|02 00 00 00 00 00 01 02 00 |  OB
000000A0: 02 00 55 49|1A 00 31 2E|32 2E 38 34 30 2E 31 30 |  UI- 1.2.840.10
000000B0: 30 30 38 2E 35 2E 31 2E|34 2E 31 2E 31 2E 34 00 | 000.5.1.4.1.1.4
000000C0: 02 00 03 00 55 49 28 00|30 2E 30 2E 30 2E 30 2E |  UI( 0.0.0.0.
000000D0: 31 2E 38 38 31 31 2E 32|2E 35 2E 32 30 30 31 30 | 1.8811.2.5.20010
    
```

Rys. 6. Fizyczna organizacja danych w pliku

W przedstawionym fragmencie widać: 128 bajtową pustą preambułę pliku - jest określona poziomą linią i podpisana, identyfikator składający się z czterech liter w kodzie ASCII „DICM” – jest obrysowany ramką, tworzą go wartości w kodzie heksadecymalnym : „44,49,43,4D”. W lewej części rysunku 6 znajdują się wartości w kodzie szesnastkowym, a po prawo odznaczona linia przerywaną wartości zamienione na bardziej czytelną postać Po znaczniku „DICM” następuje ciąg danych lub inaczej strumień informacji (ang. Data Set). Jest to ciąg atrybutów albo inaczej elementów danych (ang. Data Element). Na rysunku zakreślono kolejno wartości „55,4C” w kodzie szesnastkowym odpowiadające znacznikowi „UL” oznaczającemu liczbę całkowitą 32 bitową bez znaku (ang. Unsigned Long). Kolejno : „4F,42”-znacznik „OB”, „55,49”-znacznik „UI”. W zastosowanym formacie można odczytać około 200 parametrów opisujących dane pacjenta oraz rodzaj przeprowadzonego badania. Na potrzeby testów wykorzystano zmodyfikowane dane, tak aby nie naruszały prywatności pacjenta. Przykładową zawartość odczytanych danych, uzyskaną za pomocą aplikacji napisanej przez autora, przedstawiono poniżej.

Pacjent: SIMPSON^HOMER, Data urodzenia w formacie [RRRRMMDD]:
 19790624, płeć: M
 Wiek pacjenta : 026Y, waga: 75.00, nazwisko lekarza: SHELBY^DOCTOR
 Nazwa stacji: Host-9107, Data wykonania badania w formacie [RRRRMMDD]:20051118

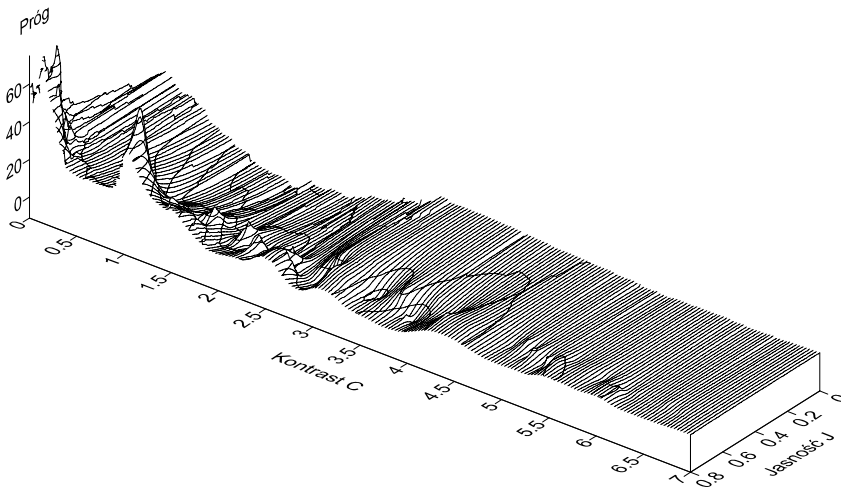
Próbując ocenić jakość obrazu powinniśmy mieć do dyspozycji miary, którymi możemy się posługiwać. Oprócz subiektywnej, wizualnej oceny jakości obrazu można wykorzystać wzory matematyczne opisujące jakość obrazu. Do tego celu wykorzystano dwie zależności opisane równaniami:

$$J = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N f(i, j) \quad (5)$$

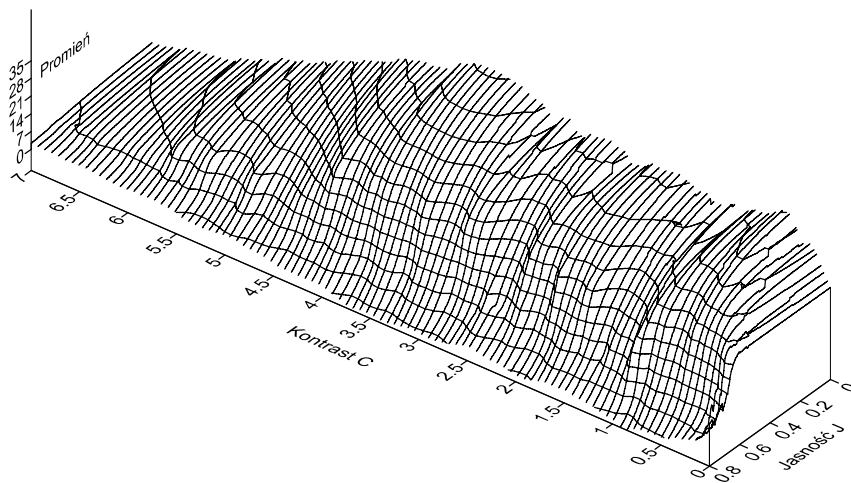
$$C = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [f(i, j) - J]^2} \quad (6)$$

Wzór (5) opisuje jasność J liczoną dla całego obrazu, zaś wzór (6) to kontrast C liczony dla całego obrazu. Występujące w tych wzorach zmienne M , N to wymiary obrazu w pikselach, $f(i, j)$ – reprezentuje poziom jasności w punkcie (i, j) .

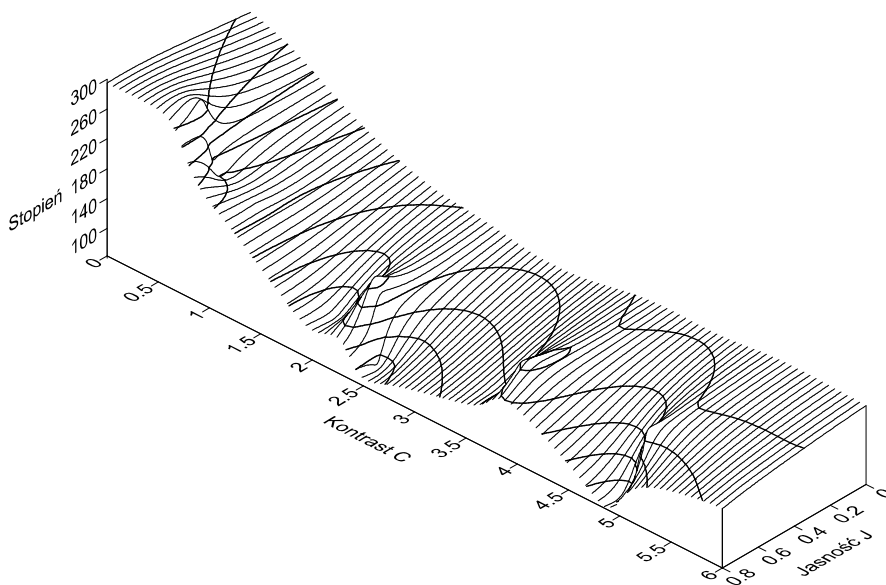
Poniżej zamieszczono przykładowe izopowierzchnie będące wynikiem obliczeń dla zmieniających się parametrów filtru adaptacyjnego (rys.7-9). W filtrze adaptacyjnym zmieniano trzy parametry: *próg*, *promień*, *i stopień*.



Rys. 7. Zależność parametru *próg* filtru adaptacyjnego od kontrastu C oraz jasności J



Rys. 8. Zależność parametru *promień* filtru adaptacyjnego od kontrastu C oraz jasności J



Rys. 9. Zależność parametru *stoień* filtru adaptacyjnego od kontrastu C oraz jasności J

Otrzymane izopowierzchnie można „ciąć poziomymi plastrami”. Wtedy doskonale widać, że pole dostępnych wartości kontrastu zawęża się wraz ze zmianą wartości określonego parametru filtru. Wiadomym jest, że jasność J jest ściśle powiązana z kontrastem C i nie da się zmieniać tych dwóch parametrów niezależnie. Przy zbieraniu danych do powierzchni przedstawionych na rys. 7 i 8 wartość procentowa parametru *stopień* była stała i dobrana na poziomie 70%, co odpowiadało najlepszemu wynikowi subiektywnej oceny jakości obrazu poddanego obróbce. Wszelkie zmiany kontrastu i jasności zaprezentowane na tych rysunkach wywołane są zmianą dwóch parametrów filtru: progu i promienia. Można zauważyć także pewną zależność polegającą na tym, że wraz ze wzrostem kontrastu maleje jasność, jak również tendencję polegającą na tym, że gdy jasność maleje to kontrast rośnie. Efekt ten występuje praktycznie w całym przedziale zmienności badanych parametrów (doskonale widoczny na rys.7). Kolejnym etapem badań było sprawdzenie w jaki sposób wpływa trzeci parametr filtru czyli *stopień*, na jasność i kontrast. W tym badaniu zmieniał się tylko parametr filtru *stopień* natomiast parametry *promień* i *próg* pozostawały stałe. Ustalono je na poziomie odpowiadającym najlepszym ustawieniom w subiektywnej ocenie jakości obrazu.

Na rysunku 9 widoczne jest, że parametr filtru *stopień* zmienia się, w zależności od jasności J oraz kontrastu C , w zakresie od 60% do 300%, przy stałych wartościach dwóch pozostałych parametrów filtru: parametr *promień* ustawiono na wartość 3 i parametr *próg* przyjął stałą wartość równą 2. Na tym rysunku widać charakterystyczne wahania kontrastu i jasności. Wynika z tego, że każdy z trzech parametrów wpływa na wartości kontrastu i jasności badanego zdjęcia, a zatem ma istotny wpływ na poprawę czytelności przetwarzanych obrazów.

3 Podsumowanie

Konieczność poprawy jakości obrazów medycznych, będących wynikiem badania jest niezmiernie ważna gdyż często od niej zależy czy będzie postawiona prawidłowa diagnoza lekarska. Zastosowany przez autora filtr adaptacyjny pozwolił na znaczącą poprawę jakości obrazu. Zostało to poprzedzone analizą wpływu parametrów filtru na jakość wyświetlanego obrazu. Na podstawie przeprowadzonych analiz możliwe jest określenie przedziału parametrów filtru adaptacyjnego, poprawiających jakość i czytelność analizowanego obrazu. Wyników tych nie należy jednak uogólniać, gdyż zależą one od zawartości obrazu źródłowego i dlatego niezbędne są dalsze prace, mające na celu próbę uogólnienia sposobu doboru parametrów filtru adaptacyjnego. Należy jednak pamiętać, że wykorzystanie filtru adaptacyjnego nakłada dość

duże wymagania dla sprzętu, gdyż ilość obliczeń wykonywanych na pikselach obrazu jest dość znaczna.

Literatura

- [1] Baljon M.H., Gerritsen M.G.J.M., Van Rappard F.M., Dijk W.A., Van Der Putten N., DICOM application profiler for modelling and checking DICOM datasets, *IEEE Transaction on Computers in Cardiology* 1996, pp. 305 – 307.
- [2] Oosterwijk H., DICOM versus HL7 for modality interfacing, *Journal of Digital Imaging* 1998, Volume 11, Supplement 1, pp. 39-41, link: <http://springerlink.com/content/a038601753356611/fulltext.pdf>
- [3] Gerritsen M.G.J.M., van der Putten N., Dijk W.A., Dassen W.R.M., Spruijt H.J., Spruijt E.J., Uijen G.J.N., Hamers R., General DICOM PACS server for echocardiography image, *IEEE Transaction on Computers in Cardiology* 1999, pp. 431 – 434.
- [4] Bortoluzzi M.K., von Wangenheim A., Maximini K., A clinical report management system based upon the DICOM structured report standard, *IEEE Transaction on Computer-Based Medical Systems*, 2003, pp. 183 – 188.
- [5] Boqiang Liu, Minghui Zhu, Zhenwang Zhang, Cong Yin, Zhongguo Liu, Gu J., Medical Image Conversion with DICOM, *IEEE Transaction on Electrical and Computer Engineering*, 2007, CCECE 2007, Canadian Conference on IEEE 2007, pp. 36 – 39.
- [6] Cytowski J., Gielecki J., Gola A., Cyfrowe przetwarzanie obrazów medycznych. Algorytmy. Technologie. Zastosowania, Wydawnictwo Exit, 2008.
- [7] Fauquex J., Color Management for DICOM Images Considered as TIFF 16, *IEEE Transaction on Journal of Display Technology*, vol. 4, no. 4, December 2008, pp. 410 – 414.
- [8] Suapang P., Dejhan K., Yimmun S., A web-based DICOM-format image archive, medical image compression and DICOM viewer system for teleradiology application, *SICE Annual Conference* 2010 August 18-21, 2010, pp. 3005 – 3011.
- [9] Pianykh Oleg S., Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) – A Practical Introduction and Survival Guide, Springer 2008, link do strony:
<http://www.springer.com/medicine/radiology/book/978-3-540-74570-9>
- [10] Pliki źródłowe z badań:
<http://www.cabiatl.com/mricro/mricron/dcm2nii.html>

SELECTION OF THE ADAPTIVE FILTER PARAMETERS FOR EXAMPLE PROCESS OF MEDICAL IMAGES PROCESSING

Summary – In the paper an attempt has been made to describe the impact of adaptive filter parameters to improving the quality of the images. As an example was used selected picture obtained from diagnostic equipment. The analysis uses two objective parameters that represent the quality of the image. By changing the value of the three filter parameters, the values of objective parameters were analysed.