

Mirosław Zając
Instytut Mechatroniki i Systemów Informatycznych
Politechnika Łódzka

OBRAZOWANIE MEDYCZNE NA PODSTAWIE DANYCH ZAWARTYCH W FORMACIE DICOM Z ZASTOSOWANIEM FILTRACJI ADAPTACYJNEJ

Streszczenie – W artykule podjęto próbę opisu problemu poprawy jakości obrazu występującego przy współpracy z plikami standardu DICOM wykorzystywanego przy zapisie danych medycznych. Artykuł zawiera zwięzły opis operacji matematycznych wykorzystywanych przy filtracji oraz analizę wyników generowanych z obrazów medycznych z wykorzystaniem filtru adaptacyjnego wykonanego przez autora.

1 Wstęp

Okolo lat siedemdziesiątych XX wieku zaczęła się rozwijać technologia i możliwości zastosowania praktycznego tomografii komputerowej. Jednak sam rozwój był dość chaotyczny i w efekcie skutkowało dużą liczbą urządzeń nie współpracujących dobrze ze sobą. Aby uniknąć takich sytuacji konieczne stało się pewne ujednoczenie. Opracowano standard który miał umożliwiać komunikację między różnymi urządzeniami i systemami informatycznymi, a także wymianę danych pomiędzy nimi w postaci np.: grafiki, lub innych danych medycznych. Wprowadzenie standardu spowodowało upowszechnienie jednolitego formatu zapisu i przechowywania informacji. Wprowadzono m.in. system archiwizacji obrazów PACS (Picture Archiving and Communication Systems). Pierwsze koncepcje standardu zaowocowały powstaniem standardu w 1983 roku, później kontynuowano pracę nad tym standardem aby w 1988 roku stworzyć drugą wersję dokumentu, zaś trzecią wersję w 1993 roku. Ostatnią wersję znacznie rozbudowano i uzupełniono o nowe możliwości. Nazwę DICOM można tłumaczyć jako „Obrazowanie Cyfrowe i Wymiana Obrazów w Medycynie”. Dokumentacja standardu jest opracowana jako norma przez ACR/NEMA (American College of Radiology/National Electrical Manufacturers Association). Wspomnieć należy że w 1987 roku powstał standard HL7 (ang. Health Level Seven), który odpowiadał za elektroniczną wymianę informacji w środowiskach me-

dycznych. Standard ten miał jednak dość istotną wadę: brakowało w nim odpowiednio zdefiniowanych zasad komunikacji i opisu wymiany obrazów w medycynie. DICOM rozszerzył ten standard o brakujące elementy w normie HL7.

Najszerwsze zastosowanie DICOM znalazł głównie w przetwarzaniu obrazów tomografii komputerowej (TK/CT). Jest to bezpośrednio związane z przepływem informacji występującym podczas takich badań i szybki rozwój możliwości danych urządzeń. Format DICOM jest szeroko stosowany w np.: tomografii rezonansu magnetycznego (MRI), pozytonowa tomografia emisyjna (PET), cyfrowa angiografia subtrakcyjna (DSA), cyfrowa radiografia konwencjonalna (CR), radiografia cyfrowa (DR). Stosowany jest też w najnowszych urządzeniach do badań tzw. hybrydowych wykonujących jednocześnie np.: badanie PET i CT. DICOM ma szerokie zastosowanie wszędzie gdzie w badaniach wykorzystuje się obrazy o wysokiej jakości i rozdzielczości, w których jako nośnikiem danych jest nośnik cyfrowy. Zauważyć należy, że dane w formacie DICOM mają dużą objętość co jest konsekwencją składowania i pakowania w kontenery dużej liczby danych, co z kolei często powoduje że wymagają one specjalnego oprogramowania i sprzętu komputerowego, aby mogły być odpowiednio przetworzone, a także szybkich łącz pozwalających przesyłać duże ilości danych w krótkim czasie. Postawione tak wysoko wymagania co do sprzętu pozwalają jednak zachować wysoką jakość obrazu i dość dobry komfort pracy, a także mniejszą uciążliwość badań dla pacjenta, a często także bardziej trafną diagnozę. Można podać przykład że obecnie najnowocześniejsze tomografy komputerowe wykonują badanie całego ciała w około 8 sekund, podczas gdy pierwsze modele urządzeń potrzebowały na ten sam cel 25 minut. Jeśli chodzi o standard to w najnowszej wersji jest 3.0, ale standard ten jest ciągle rozwijany i uaktualniany. Twórcy standardu założyli, że ważne jest uwzględnienie rzeczywistych informacji pochodzących z fizycznych urządzeń badawczych w jedną spójną całość. W efekcie w standardzie DICOM można znaleźć nie tylko informacje o typie badania, pacjencie, ale także modelu urządzenia wykonującego badanie i wiele jeszcze innych parametrów. Nieustanny rozwój urządzeń, ale także coraz większe potrzeby spowodowane nowymi obszarami zastosowań urządzeń medycznych wymusiły niejako rozwój i dostępność standardu, a także wiedzy na temat wykorzystania zarówno danych zawartych w samym standardzie jak i danych badawczych pochodzących z urządzeń pomiarowych. Sposób badań jak i ogrom danych pochodzących z różnych źródeł np.: z dwóch urządzeń medycznych wykonujących dwa odrębne badania, a których wyniki składowane są razem w jednym kontenerze jako własność pacjenta. Jest tu prosta analogia idei w postaci karty choroby danego pacjenta. To powoduje konieczność oceny takich badań nie przez jednego specjalistę, a np.: kilku z różnych dziedzin. Pacjent też

musi mieć możliwość przeniesienia danych poza obręb placówki, która wykonywała badanie chociażby w celu obejrzenia ich we własnym zakresie lub skonsultowania się z inną grupą specjalistów. Takie wymagania odnośnie standardu wymusiły potrzebę udostępnienia standardu szerszej grupie odbiorców, a także rozwój odpowiedniego oprogramowania zarządzającego i przetwarzającego informacje zawarte w plikach formatu DICOM. Dzięki dostępności i wszechstronności standardu zostały stworzone różne biblioteki w wielu językach programowania, które pozwalają na operowanie na danych zawartych w formacie DICOM, a także przyspieszają rozwój i powstawanie nowych aplikacji i funkcjonalności. Zaznaczyć jednak należy że sama biblioteka nie wystarczy, do budowy aplikacji i zarządzania danymi zawartymi wewnątrz formatu DICOM. Konieczna jest też wiedza z odpowiedniego obszaru np.: przetwarzania obrazów lub typowo medyczna. Trudno sobie bowiem wyobrazić człowieka by mając postać binarną nie przetworzoną pliku bez odpowiednich narzędzi potrafił określić co dokładnie plik zawiera i na podstawie tego wyciągnąć prawidłowe wnioski. Artykuł zawiera opis jednej z możliwych dróg rozwiązań stworzenia aplikacji opartej o kod języka JAVA i posiadającej dodatkowe możliwości przetwarzania danych medycznych. Wspomniane dodatkowe funkcjonalności skupiają się na połączeniu obrazowania danych medycznych wraz z danymi identyfikującymi pacjenta i biometrycznymi. Zadanie takie nie jest proste, gdyż obrazy zapisane w formacie DICOM często mają parametry dostosowane do urządzeń, które wykonywało to badanie natomiast niekoniecznie dostosowane do urządzeń obrazujących te dane. Wynika stąd konieczność odpowiedniego przetworzenia danych surowych, a także w razie konieczności poprawy ich jakości. W opisywanym przypadku badawczym autor zaimplementował w zbudowanej aplikacji filtr adaptacyjny, a także przeprowadził analizę jego parametrów, w taki sposób aby maksymalnie poprawić jakość i czytelność obrazów.

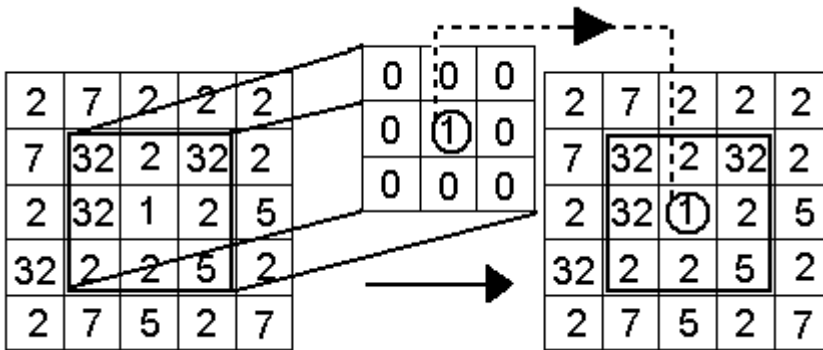
2 Podstawy matematyczne filtracji w analizie obrazu cyfrowego

Do najbardziej przydatnych w dziedzinie przetwarzania obrazu można zaliczyć filtry uwzględniające otoczenie analizowanego piksela. Stąd zajmę się właśnie opisem takiego rodzaju filtracji. Filtracja przy pomocy splotu charakteryzuje się często dość pracochłonnymi obliczeniami i dużą liczbą operacji matematycznych. Często jest tak, że jedna wartość koloru piksela generuje dziesiątki operacji matematycznych by w efekcie dać jedną wartość końcową. Filtrem uwzględniającym otoczenie może być zwykła macierz tylko odpowiednio wykorzystana. Macierz taką nazywa się też często oknem filtracji lub macierzą konwolucji.

Do filtracji głównie wykorzystuje się operację splotu, która w połączeniu z innymi operacjami oraz macierzą konwolucji daje obraz wyjściowy o lepszej jakości.

Filtrując dany obraz bierzemy jeden punkt wejściowy i zmieniamy jego parametry, co powoduje, że na wyjściu możemy otrzymać całkiem nowy punkt. Punkt taki w obrazie nazywa się pikselem i jest to najmniejsza część obrazu jaka da się wyróżnić z niego. Pobrany do obróbki piksel daje po operacjach matematycznych jeden piksel na wyjściu. Teraz tylko należy zauważyć, że piksel może być wśród innych pikseli, a te mogą wpływać na postrzeganie tego jednego piksela znajdującego się w środku. Zatem otoczenie piksela zwane też sąsiedztwem ma wpływ na interpretację całości obrazu.

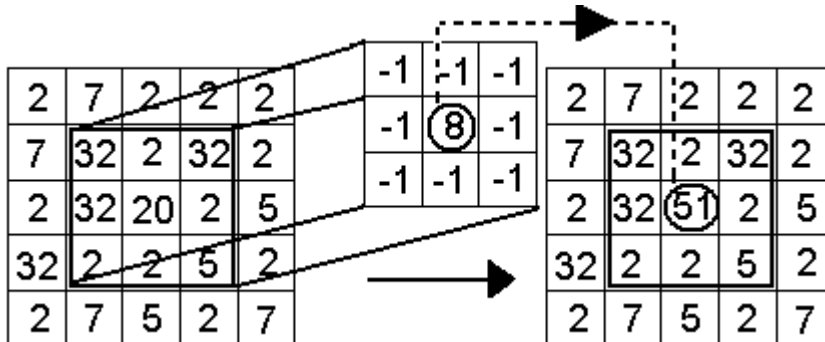
Przykład operacji splotu nazywanej też konwolucją pokazany jest na rysunku 1.



Rys. 1. Przykład efektu działania operacji splotu

Rysunek przedstawia przykładowy fragment obrazu poddawany operacji filtracji przy użyciu maski konwolucji o wymiarach 3x3. Maska konwolucji i jej wartości wpisane są w środkowy kwadrat dla ukazania procesu, strzałka wskazuje kierunek procesu obliczania nowych wartości. Same wartości maski branej do przekształcenia znajdują się w dalszej części artykułu na Rysunku 1c. Skrajny prawy kwadrat wypełniony liczbami przedstawia obraz wynikowy. Obszar poddawany przekształceniom objęty jest kwadratem (pogrubiona linia) na lewej części rysunku. Brany jest pod uwagę środkowy punkt w tym pogrubionym kwadracie oznaczony w dalszym przekształceniu kółkiem. Liczby w kratkach to wartości koloru pikseli, a same kratki to piksele obrazu. Szczególne znaczenie mają wartości w macierzy konwolucji pokazane w środku rysunku (kwadrat). W tym wypadku nie ma zmian gdyż brany jest pod uwagę przy wyliczaniu tylko 1 piksel środkowy (na rysunku oznaczony cyfrą 1) i w efekcie tylko on bierze udział w przekształceniu. Wynika to z macierzy konwolucji, która znajduje się w środkowej części rysunku. Chodzi o

wartości którymi jest wypełniona. Ma wpisaną jedynkę w środkowej części, a w pozostałej zera. Gdyby w tych komórkach wpisane były inne liczby niż zera to wpływ na końcowy efekt miałyby inne punkty z otoczenia tego środkowego, ale ponieważ są zera dokoła punktu środkowego to punkty sąsiednie nie są brane pod uwagę przy przekształceniu. Dokładniejsze obliczenia zostaną ukazane na kolejnym przykładzie.



Rys. 2. Filtracja z wykorzystaniem operacji splotu i macierzy konwolucji 3x3

Analogicznie do poprzedniego rysunku oznaczenia na tym rysunku mają podobne znaczenie. W środku rysunku widać macierz filtrującą, zaś w pogrubionym kwadracie po lewo punkty brane pod uwagę do przekształcenia. W kółkach zaznaczono wartość która najbardziej wpływa na wynik końcowy oraz pokazano wynik końcowy, w obszarze zaznaczonym pogrubionym kwadratem. Poniżej przedstawione są obliczenia (nawiasy kwadratowe symbolizują jedną komórkę macierzy i jeden punkt z kwadratu rysowanego pogrubioną linią).

Mnożeniu ulega wartość z komórki macierzy konwolucji np.: o wartości (-1) z wartością jasności piksela np.: 32 wziętego rysunku 2, z lewej strony (pogrubiony kwadrat). Obliczenia starano się pokazać w takiej kolejności, jak są uszeregowane komórki obrazu pobrane do obliczeń.

$$\begin{aligned}
 &[-1*32]+[-1*2]+[-1*32]+ \\
 &[-1*32]+[20*8]+[-1*2]+ \\
 &[-1*2]+[-1*2]+[-1*5]
 \end{aligned}$$

Mamy więc w komórkach następujące wartości :

$$\begin{aligned}
 &[-32]+[-2]+[-32]+ \\
 &[-32]+[160]+[-2]+ \\
 &[-2]+[-2]+[-5]
 \end{aligned}$$

Komórki sumuje się i końcowy wynik dla środkowego piksela wynosi 51. Widać to na rysunku 2 (lewa strona w środku kółka, kwadratu zakreślonego pogrubioną linią).

Filtry uwzględniające otoczenie pozwalają zmieniać jasność pikseli według wzoru matematycznego znanego jako splot.

Splot można opisać matematycznie za pomocą wzoru:

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(u)g(t-u)du \quad (1)$$

Jeśli przekształceniom będzie poddawany sygnał dyskretny to powyższy wzór przyjmie postać:

$$s(m) = \sum_n f(n)g(m-n) \quad (2)$$

Powstały sygnał po wykonaniu operacji splotu posiada inny rozmiar niż sygnały uczestniczące w splocie jako sygnały wejściowe.

Można to wyjaśnić następująco: jeśli jeden z sygnałów wejściowych jest wielkości N , kolejny sygnał ma wielkość M , to w efekcie sygnał wyjściowy jest wyrażony zależnością: $N + M - 1$. Splot może mieć postać jednowymiarową oznaczony wtedy jest skrótem 1D lub dwuwymiarową, wtedy oznaczany jest to skrótem 2D. Dla jednowymiarowego splotu operacje matematyczne są mniej pracochłonne, a postać wzoru prostsza:

$$x[n] * h[n] = y[n] \quad (3)$$

gdzie x oraz h to sygnały wejściowe, y opisuje sygnał wyjściowy, n jest pozycją kolejnego elementu w sygnale.

Splot spełnia zasadę superpozycji, co oznacza liniowość operacji splotu czyli dla dowolnych liczb a i b zachodzi równość:

$$(ax_1[n] + bx_2[n]) * h[n] = ax_1[n] * h[n] + bx_2[n] * h[n] \quad (4)$$

W przypadku splotu sygnałów dwu wymiarowego mamy:

$$C[m, n] = a[m, n] * h[m, n] = \sum_j \sum_k h[j, k] a[m-j, n-k] \quad (5)$$

Różnica jest tylko taka, że pozycja elementu jest określana przez dwie zmienne zamiast jednej. Idąc dalej tym tokiem rozumowania splot jest po prostu wymnożeniem wartości z dwóch sygnałów wejściowych, a następnie ich zsumowaniem.

Splot dyskretny można też zapisać jako iloczyn Cauchy'ego c_n dwóch ciągów a_n i b_n :

$$c_n = \sum_{k=0}^n a_k b_{n-k} \quad (6)$$

Każdy piksel otrzymuje nową wartość jasności w oparciu o jasność pikseli otaczających. Operacja ta, w zależności od zastosowanych parametrów, pozwala na przeprowadzenie różnorodnej filtracji (można dokonywać rozmywania i wyostrzania obrazu). Przy pomocy maski filtra określa się otoczenie piksela i sposób jego przetwarzania podając odpowiednie wagi tych pikseli.

Następnie jasność wszystkich pikseli otoczenia, jest mnożona przez ich wagę i sumowana, a w dalszej kolejności dzielona przez parametr skalowania (ang. Scale). Do końcowego wyniku dodawany jest parametr przesunięcia (ang. offset). Zatem nowa wartość każdego piksela obliczana jest w następujący sposób:

$$J = \frac{\sum}{Scale} + Offset \quad (7)$$

Nowa wartość piksela obrazu jest wyliczana na podstawie współczynników w macierzy filtru oraz informacji o pikselach sąsiadujących z danym jednym. Splot 2D jest po prostu rozszerzeniem splotu 1D w dwu kierunkach zamiast jednego.

Przykładem takiego filtru jest macierz o wymiarach 3x3 (rys.3) Podobny efekt może być uzyskany za pomocą macierzy o wymiarze 5x5 (rys.4).

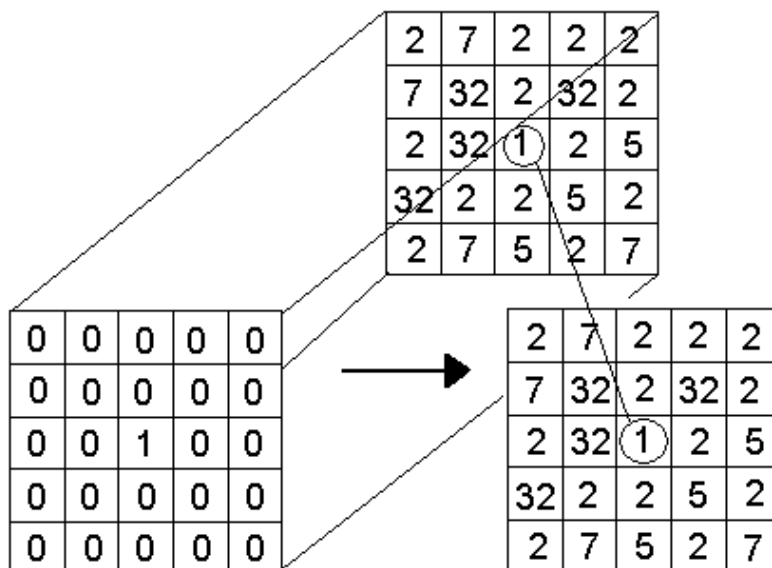
$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Rys. 3. Macierz filtru 3x3

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Rys. 4. Macierz filtru 5x5

Jedyną różnicą jest to, że macierz jest nie tylko większa, ale także spowoduje konieczność wykonywania większej liczby działań na pikselach obrazu. Spowodowane jest to tym iż analizowane otoczenie jest coraz szersze, a zatem więcej punktów sąsiadów jest branych pod uwagę przy wyliczaniu nowej wartości piksela obrazu. Należy podkreślić, że w takiej postaci macierzy tudzież filtru nie dokona ona żadnych zmian w filtrowanym obrazie (rys.5.).



Rys. 5. Filtracja splotowa przy wykorzystaniu macierzy 5x5 z rysunku 4

Pod uwagę będzie brana jedynie wartość samego piksela więc wynik przekształcenia będzie składał się tylko z przetwarzanego piksela.

Filtr wykorzystujący macierz konwolucji może też rozmywać obraz. Przykładowy filtr rozmywający w postaci macierzy 3x3 przedstawiono na rysunku 6.

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Rys. 6. Macierz filtru uśredniającego (rozmywającego)

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

Rys. 7. Macierz filtru uśredniającego o wymiarach 3x3

W podanym przypadku filtr złożony z takiej maski jest bardzo niedoskonały, ale ma tę zaletę, że umożliwia łatwe zrozumienie zagadnienia. Postawmy pytanie: kiedy twierdzimy, że obraz jest rozmyty, co to jest rozmycie? Co oznacza termin rozmycie dla obrazu? Zarówno termin jak i operację taką można tłumaczyć jako operację, która upodabnia sąsiednie piksele do siebie. Powoduje to, że detale są mniej wyraźne. Osiągane jest to np.: poprzez uśrednienie obszaru obrazu. Teraz w zależności od tego jak uśrednimy wartości tych pikseli należących do badanego obszaru zależy od naszej inwencji. Jednak operacja uśredniania musi być dobrana optymalnie do jakości obrazu i wyników jakie chcemy uzyskać, gdyż często niesie ze sobą negatywne skutki np.: w postaci zbyt dużego rozmycia. Często aby zmniejszyć negatywne skutki filtracji uśredniających stosuje się inne współczynniki w macierzy konwolucji niż wynikałoby to z uśrednienia wartości pikseli wewnątrz przekształcanego obszaru. W takim wypadku pierwotna wartość wybranego piksela $L(m, n)$ bardziej wpływa na wynik końcowy niż piksele sąsiednie. Podaje się wtedy większe wzmocnienie na wybiórczym polu w macierzy konwolucji, wstawia się po prostu większą wartość współczynnika na odpowiedniej pozycji. Przykład takiej macierzy przedstawiono na rysunku 7. Widać tam liczbę 2 na punkcie środkowym czyli ten punkt będzie bardziej wpływał na wynik końcowy niż piksele sąsiednie.

W wyniku bardziej optymalnego doboru współczynników rozmycia uzyskuje się mniejszą deformacją obrazu. Filtr ten ma jednak dość istotną wadę, mianowicie wszystkie piksele z sąsiedztwa są traktowane jednakowo. Wiadomym jest, że można obraz filtrować bardziej inteligentnie i wybiórczo.

Filtr wyostrzający powoduje zwiększanie kontrastu wokół krawędzi. Teraz trzeba wiedzieć co to jest krawędź w obrazie. Krawędzią można nazwać w obrazie obecność ciemnych pikseli obok jasnych. Czyli zwiększając kontrast powodujemy niejako poszerzenie tych wspomnianych umownych granic. Zatem zwiększamy jasność pikseli jasnych, a ciemne piksele jeszcze bardziej przyciemniamy. Przykład macierzy takiego filtru pokazany jest na rysunku 8 w postaci macierzy 3x3.

$$\begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 5 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

Rys. 8. Maską filtru wyostrzającego

Wykonując operacje splotu w takim filtrze wartości jasności sąsiednich pikseli obrazu są od siebie odejmowane. Można opisać to zależnością: w przypadku piksela ciemnego otoczonego przez piksele jasne

staje się on ciemniejszy, a gdy jasny piksel otoczony jest ciemnymi staje się on jaśniejszy. Trzeba jednak zaznaczyć, że są pewne granice nadawania wartości takim pikselom, a wynikające z sposobu kodowania wartości danego koloru w obrazie. Za skuteczność filtra odpowiada waga elementu w środku macierzy. Zatem można regulować skuteczność filtra właśnie zmieniając wartości elementów maski. Wspomnę tylko, że operacje splotu i maski konwolucji można również zastosować do wykrywania krawędzi. Po prostu stosuje się filtrację z odpowiednią maską. Przykład obrazu zawierający krawędzie przedstawiono na rysunku 9. Piksele obrazu są reprezentowane kwadratami na rysunku, liczby wewnątrz tych kwadratów to wartości koloru kodowane według standardu RGB.

	1	2	3	4
1	105,105,105	105,105,105	200,200,200	200,200,200
2	105,105,105	105,105,105	200,200,200	200,200,200
3	105,105,105	105,105,105	200,200,200	200,200,200

Rys. 9. Fragment obrazu z zaznaczonymi kolorami (wg modelu RGB) oraz krawędziami

	1	2	3	4
1	105,105,105	10,10,10	255,255,255	200,200,200
2	105,105,105	10,10,10	255,255,255	200,200,200
3	105,105,105	10,10,10	255,255,255	200,200,200

Rys. 10. Krawędź we fragmencie obrazu, po operacji wyostrażania

Mamy na rysunku 9 piksele w dwóch kolorach standardu RGB. Piksele tworzą wizualnie dwie pionowe kolumny (kolumny: 1,2 tworzą jedną całość kolorystyczną, kolumny: 3,4 drugą część kolorystyczną). Linia podziału pomiędzy kolumnami pionowymi 2 i 3 na rysunku reprezentuje krawędź w obrazie.

Przykład obliczeń nowych wartości składowych RGB pikseli obrazu:

W omawianym przykładzie obrazem wejściowym jest obraz i dane z rysunku 9. Macierz konwolucji wzięto z rysunku 8. W wyniku operacji splotu otrzymano rezultat:

$$\text{Wynik} = (1,1)*0 + (1,2)*(-1) + (1,3)*0 + (2,1)*(-1) + (2,2)*5 + (2,3)*(-1) + (3,1)*0 + (3,2)*(-1) + (3,3)*0$$

W tym kroku jądro znajdowało się na pozycji (2,2). W wyniku operacji zwiększył się kontrast danego fragmentu poddawanego obróbce poprzez zmianę kolorystyczną barwy pikseli leżących na granicy krawędzi.

W powyższych wyliczeniach w nawiasach zwykłych podano współrzędne w macierzy filtra. Kolejno zastąpiono je wartościami koloru piksela pobranymi z rysunku 9, otrzymując odpowiednie wartości wynikowe dla każdej składowej RGB. W poniższej operacji zastąpiono współrzędne obrazu z rysunku 9 wartościami koloru danego piksela rezultatem są wartości (tu podaje tylko jedną dla przykładu):

$$\text{Wynik} = 105*0 + 105*(-1) + 200*0 + 105*(-1) + 105*5 + 200*(-1) + 105*0 + 105*(-1) + 200*0 = 10$$

Wyznaczony piksel ma nowy kolor zbliżony do ciemno szarego (10,10,10). Analogicznie dla jasnego pola które występuje w sąsiedztwie ciemnych pikseli, operacje są podobne:

$$\text{Wynik} = 105*0 + 200*(-1) + 200*0 + 105*(-1) + 200*5 + 200*(-1) + 105*0 + 200*(-1) + 200*0 = 295$$

Teraz ważny fragment wymagający wyjaśnienia. Nowa wartość składowej koloru wynosi 295 co przekracza zakres możliwych do zakodowania wartości kolorów (od 0 do 255 możliwych dla 8 bitowej reprezentacji barw obrazu). Więc wartość ta obcinana jest na wartość najwyższą z możliwych to jest 255, odpowiadającej barwie białej. Niekorzystnym zjawiskiem opisanej metody jest wzmocnienie również szumów, zakłóceń występujących w obrazie. Wynika to z konsekwencji, że dana metoda stosowana jest na całym obszarze, a nie wybiórczo. Również siła wyostrzania obrazu jest stała i nie można jej zmienić w trakcie obliczeń. Graficzną reprezentację tej metody przedstawiono na rysunku 10. Metoda jest prosta ale nie zawsze daje pożądany efekt.

Jeżeli chcemy osiągnąć lepsze efekty wyostrozania musimy sięgnąć po bardziej skomplikowane metody kryjące się pod nazwą selektywnego wyostrozania USM (ang. unsharp mask). Działanie takiego filtra polega na odejmowaniu rozmytej kopii obrazu, maski nieostrości, od oryginalnego obrazu. Utworzona w ten sposób kopia jest porównywana z oryginałem i jeżeli zostaną odnalezione różnice większe od predefiniowanego wcześniej progu, obrazy są wzajemnie odejmowane. W ten sposób mamy pierwszy parametr filtra: próg. Możemy ustawić próg od którego filtr działa tak jak filtr wyostrozający, innymi słowy włączamy i wyłączamy filtr na określonych obszarach obrazu. Decydujemy więc o fragmencie obrazu do przekształcenia. To daje dużo lepsze efekty niż stałe parametry na całej powierzchni obrazu. Taka funkcja daje też możliwość uniknąć wzmacniania szumów począwszy od określonego progu, lub zminimalizować skutki ich wzmocnienia. Jest to możliwe gdyż gdy dany próg nie zostanie przekroczony fragment obrazu pozostaje bez zmian. W przypadku gdy pewien fragment w wersji rozmytej obrazu jest ciemniejszy niż odpowiadający mu fragment oryginału, to próbka ta jest rozjaśniana.

Gdy próbka w wersji rozmytej jest jaśniejsza, procedury postępowania są odwrotne. Efektem takiego działania jest obraz wyostrozony. Zwykle filtry takie mają trzy parametry do ustawienia: stopień, promień, próg.

Stopień określa wartość procentową jaka jest dodawana na krawędziach obrazu. Promień odpowiada za rozmiar krawędzi które ulegają wyostrozeniu (generalnie za rozmycie Gaussa, które jest stosowane w tego typu filtrach).

W przypadku gdy ustawimy małą wartość promienia spowoduje to, że wyostrozane są niewielkie szczegóły. Wartość progowa steruje zmianami sąsiednich wartości tonalnych pikseli, dla których będzie stosowany filtr. Zatem przypisując odpowiednią wartość progowi, można wybrać wyostroszenie wyraźnych brzegów, zaś delikatniejsze brzegi pozostawiane są bez zmian.

Innym rodzajem filtra, który możemy zastosować, jest filtr wykorzystujący krzywą Gaussa opisaną równaniem:

$$G(u, v) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{(u^2+v^2)}{2\sigma^2}} \quad (8)$$

gdzie \mathbf{u} to pozioma odległość piksela od środka jądra, \mathbf{v} to odległość pionowa piksela od środka, sigma jest odchyleniem standardowym. Jest to próba wykorzystania matematyki statystycznej do poprawy jakości obrazu. Odchylenie standardowe może przyjmować dowolną wartość. Na podstawie przeprowadzonych analiz z wieloma obrazami przyjmuję tę wartość jako równą 3, w moim przypadku r to promień jądra.

3 Zastosowanie filtracji USM na obrazach pozyskanych z tomografii komputerowej

W artykule zaprezentowano wyniki analizy obrazu pochodzące z tomografii komputerowej, wykorzystując do tego celu filtrację Gaussa. Filtracja wykorzystująca podstawy statystyki nie jest przypadkiem przy wyborze. Wypadła ona najlepiej w testach porównawczych prowadzonych podczas badań. Jako aparat analizujący wykorzystano filtrację związaną z krzywą Gaussa opisaną równaniem (8).

Na rysunku 11 widoczne są liczby odpowiednio wygenerowane tak by tworzyły wagi maski filtra służącego rozmyciu obrazu. Przy pracy takiego filtra wykorzystuje się parametr określający liczbę sąsiadów po każdej stronie pikselu źródłowego koniecznych do końcowego przekształcenia dla wykonania poprawnej operacji splotu jest to promień. Promień określa ile punktów obrazu będzie przeliczanych w jednostkowej operacji rozmycia. Stąd też $\sigma = r/3$. Na rysunku mamy macierz z środkowym elementem oddalonym od krańców o trzy komórki czyli punkty z każdego z krańców takiej maski.

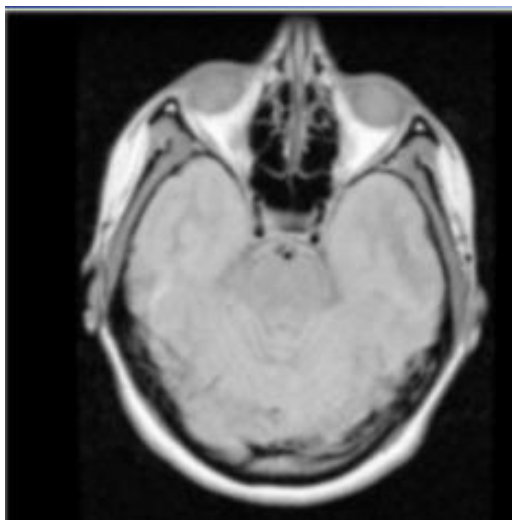
Proces filtracji Gaussa polega na wykonaniu operacji splotu funkcji obrazowej F z maską $G(u,v)$, która jest dyskretną aproksymacją funkcji Gaussa. Czyli dla jednego punktu wejściowego brane są pod uwagę trzej jego sąsiedzi z każdej ze stron a następnie wynik końcowy umieszczony jest w jednej komórce obrazu wyjściowego. Widać zatem jak dużo należy wykonać operacji by uzyskać wynik końcowy, co czasami sprawia problemy gdy obraz jest bardzo duży. Wagi filtra maski zależą od parametru sigma zwanego odchyleniem standardowym. Ten parametr odpowiada za rozmycie obrazu - im ma on większą wartość tym uzyskujemy większy efekt wygładzenia i większa jest redukcja zakłóceń.

Rozmycie obrazu można uzyskać różnymi technikami, ale rozkład Gaussa ma tę ciekawą zaletę, że jądro takiego filtra ma kształt okręgu, a kształt jądra rozmywającego wpływa bezpośrednio na efekt końcowy rozmycia. W przypadku jądra w kształcie okręgu daje ono najlepsze wizualnie efekty, także lepsze niż jądro w kształcie kwadratu. Przykład jądra wykorzystywanego do przekształceń i generowanego dla promienia równego 3 pokazano poniżej (rys.11).

0,000	0,001	0,003	0,004	0,003	0,001	0,000
0,003	0,033	0,147	0,242	0,147	0,033	0,003
0,004	0,054	0,242	0,399	0,242	0,054	0,004
0,003	0,033	0,147	0,242	0,147	0,033	0,003
0,001	0,007	0,033	0,054	0,033	0,007	0,001
0,000	0,001	0,003	0,004	0,003	0,001	0,000

Rys. 11. Współczynniki jądra przy przekształceniu Gaussa

Na rysunku 11 wyróżniono liczbę tworzącą środek zakresu wartości współczynników jądra dla filtru rozmywającego. Jest to jednocześnie wartość najwyższa z tego zakresu i wynosi: 0,399. Gdybyśmy te wartości ułożyli na wykresie, wartości utworzyłyby kształt zbliżony do krzywej Gaussa, wartości są doskonale symetrycznie rozłożone i maleją wraz z odległością od centrum jądra.

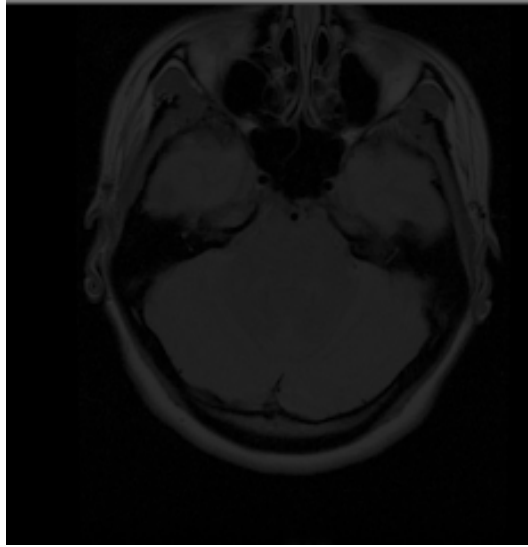


Przykład zastosowania filtra z rozmyciem Gaussa o promieniu $r=3$.

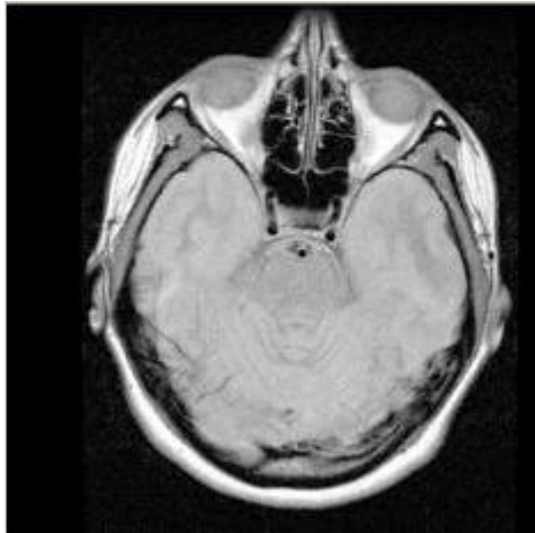
Rozmycie jest wykorzystywane w filtrze USM (ang. unsharp mask), filtr tego typu wykorzystuje rozmycie by wyostrzyć obraz. Przykład takiego rozmycia jest widoczny na rysunku 13. Wynik wyostrenia obrazu poprzez filtr widoczny jest na rysunku 14. Rysunek 15 przedstawia obraz wejściowy dla filtra.

Do dalszej analizy wybrano przykładowy obraz pochodzący z pliku o rozszerzeniu: „.dcm”. Bezpośrednie wyświetlenie obrazu medycznego bez dodatkowej obróbki nie daje zadowalających rezultatów (dobra ostrość i rozpoznawalność fragmentów obrazu) – rys.12. Zauważyć należy, że każdy obraz może posiadać w pełni wszystkie pożądane przez nas cechy lub informacje, mogą one jednak być niewidoczne dla człowieka, ukryte w gąszczu innych informacji dla nas mniej istotnych. Filtry tak naprawdę wydobywają z obrazu te cechy, które są najbardziej przez nas pożądane, ale nie tworzą one informacji z niczego same. Działania filtrów opierają się na metodach matematycznych zmieniających parametry obrazu.

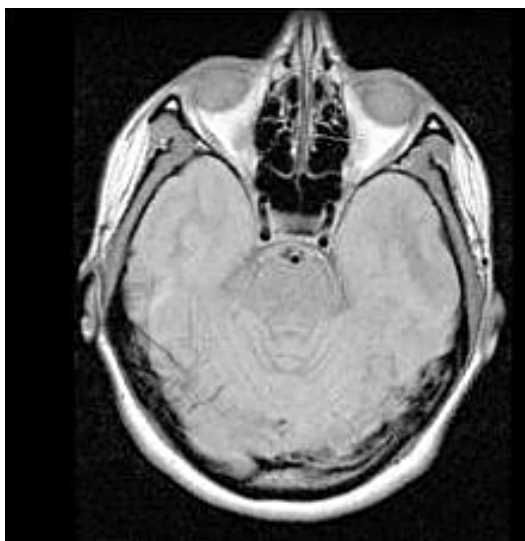
Filtracja taka pozwala często zauważyć szczegóły które zlewają się na obrazie o odcieniach szarości.



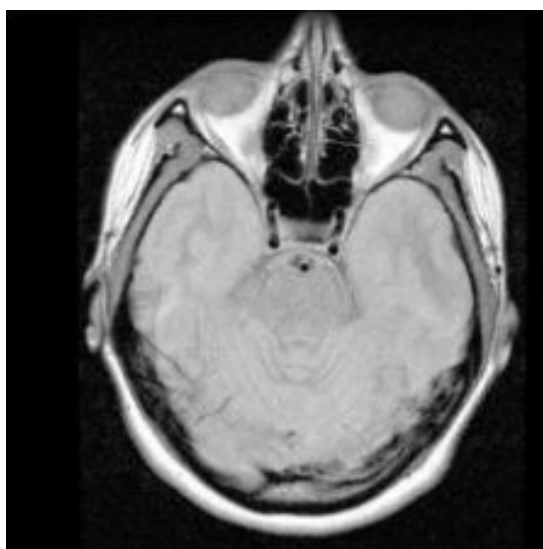
Rys. 12. Obraz bezpośrednio z pliku DICOM nie poddany obróbce



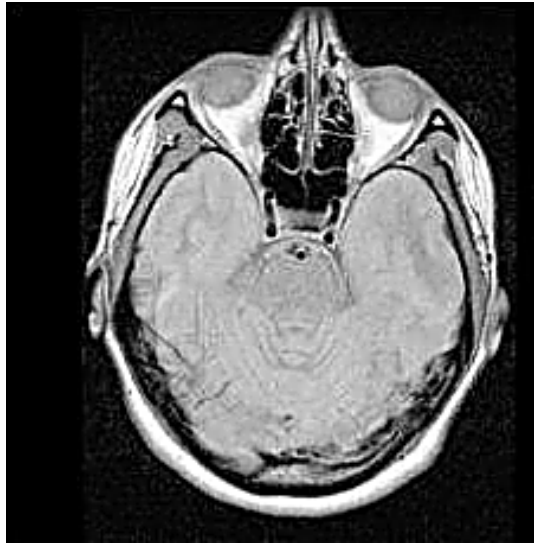
Rys. 13. Obraz bez rozmycia



Rys. 14. Obraz wyostrozony i dostosowany do fizycznych możliwości wyświetlania urządzenia obrazującego (po konwersji standardu kolorów). Widać znaczącą poprawę jakości obrazu



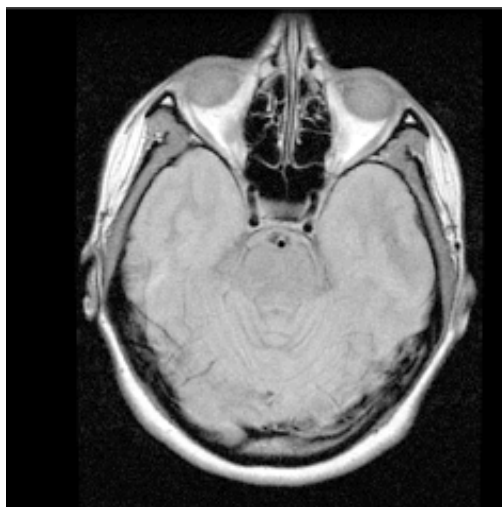
Rys. 15. Obraz po rozjaśnieniu i konwersji mapy kolorystycznej



Rys. 16. Obraz po konwersji mapy kolorystycznej, rozjaśnieniu i wyostrzeniu

Na rysunku 14 widać obraz poddany procesowi przekształcenia mapy barwnej oraz procesowi rozjaśnienia. Obróbka obrazu filtrami nie adaptacyjnymi może doprowadzić do pogorszenia jakości obrazu. Dzieje się tak gdyż obraz często wyostrozony jest na ślepo współczynnik ustawiony w filtrze, który gwarantował dobrą jakość obrazu dla jednego zdjęcia nie musi wywołać takich samych rezultatów na innym obrazie. Stąd potrzeba dopasowania pracy filtra do końcowych oczekiwań jest ważna. Wyostroszenie filtrem nie adaptacyjnym pokazane jest na rysunku 15, można tam zauważyć artefakty, które ujawniły się w wyniku działania filtra. Po prostu filtr wzmocnił już istniejące szумы w obrazie, które przez to stały się widoczniejsze. Zaobserwowane zjawisko jest niekorzystne i w procesie analizy zawartości obrazu powinno się unikać tego typu zniekształceń, które mogą spowodować nieczytelność obrazu, a w efekcie błędną analizę wyników. Odpowiednie dobranie współczynników w filtrze adaptacyjnym opisanych powyżej, skutkuje wyostroszeniem obrazu bez zauważalnej jego degradacji. Uzyskuje się tzw. wyostroszenie selektywne (rys.16). Dzięki filtrowi adaptacyjnemu uzyskuje się możliwość dopasowania współczynników filtra tak aby otrzymać optymalną jakość obrazu nie powodując równoczesnego zwiększania poziomu szumów skutkujących z kolei pogorszeniem jakości obrazu.

Rysunek 17 ukazuje przewagę filtra adaptacyjnego, obraz jest o wiele czytelniejszy od obrazu nie poddawanego obróbce filtrem adaptacyjnym. Aby dojść do takiego wniosku wystarczy porównać obrazy na rysunkach 17 i 16.



Rys. 17. Wynik końcowy obróbki obrazu poddanego działaniu filtru adaptacyjnego

4 Podsumowanie i wnioski

W artykule podjęto próbę rozwiązania problemów związanych z procesem odczytu zawartości grafiki z plików dcm standardu DICOM. Trzeba podkreślić że pliki graficzne generowane z medycznych urządzeń pomiarowych wymagają często dodatkowych operacji obrabiających dane tak by stały się bardziej dostosowane do dalszego przetwarzania np. w celu wyświetlenia lub analizy przez specjalistę. Jest to ważne dlatego aby było można z nich uzyskać pełniejszą informację, a także większą rzetelność możliwej późniejszej lepszej (pełniejszej) diagnozy pacjenta. Obróbka danych polega głównie na wykonywaniu operacji matematycznych, filtrowaniu i wyodrębnianiu pożądaných cech obrazu. Wynikiem prowadzonych badań autorskich jest wniosek, że nie wszystkie metody poprawy jakości obrazu lub filtracji pozwalają uzyskać akceptowalne rezultaty. Proponowana przez autora metoda daje wyraźnie lepsze rezultaty (większą czytelność szczegółów obrazu, a zatem i lepszą jakość) w stosunku do innych ogólnie stosowanych metod.

Literatura

- [1] Tadeusiewicz R., Korohoda P., *Komputerowa analiza i przetwarzanie obrazów*, Wydawnictwo Fundacji Postępu Telekomunikacji, 1997

- [2] Kurzyński M., *Rozpoznawanie Obiektów metody statystyczne*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.
- [3] Oosterwijk H., DICOM versus HL7 for modality interfacing, *Journal of Digital Imaging* 1998, Volume 11, Supplement 1, Pages 39-41, link: <http://springerlink.com/content/a038601753356611/fulltext.pdf>
- [4] Kuchariew G., *Przetwarzanie i analiza obrazów cyfrowych*, Politechnika Szczecińska, Szczecin 1998
- [5] 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, Page(s): 431 – 434,
- [6] Punam K.S., Optimum Image Thresholding via Lass Uncertainty and Region Homogeneity, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 23, no. 7, lipiec 2001,
- [7] Zieliński P. T., *Cyfrowe przetwarzanie sygnałów od teorii do zastosowań*, WKŁ, 2005
- [8] Lyons R., *Wprowadzenie do cyfrowego przetwarzania sygnałów*, WKŁ, 1999
- [9] Ogiela M.R., Tadeusiewicz R., *Modern Computational Intelligence Methods for the Interpretation of Medical Images*, Springer 2008

Strony internetowe:

- [10] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/unsharp.htm>
- [11] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/log.htm>
- [12] <http://www-structmed.cimr.cam.ac.uk/Course/Convolution/convolution.html>
- [13] <http://www.jhu.edu/signals/convolve/index.html>
- [14] <http://sequoia.ict.pwr.wroc.pl/~witold/info2/filtrsplot.pdf>
- [15] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/quantize.htm>
- [16] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/convolve.htm>
- [17] <http://www.cabiatl.com/mricro/mricron/dcm2nii.html> - źródła obrazów testowych

Autor:

Mirosław Zając, The author is a scholarship holder of project entitled "Innovative education ..." supported by European Social Fund.

MEDICAL DEPICTING ON THE BASIS OF DATA INCLUDED IN THE DICOM FORMAT WITH THE APPLICATION OF ADAPTIVE FILTRATIONS

Summary - In the article an attempt was drawn from the description of the problem of the improvement in the quality of the appearing image at the cooperation with files of the DICOM standard used at the record of medical data. The article contains the concise description of mathematical operations used at the filtration and analysis of results generated from medical images with using the adaptive filter made by the author.