

*Marek R. Ogiela**

DOPASOWANIE KRZYWEJ TONALNEJ I RÓWNOWAŻENIE POZIOMÓW SZAROŚCI PRZY KONTRASTOWANIU I WSTĘPNEJ WIZUALIZACJI STRUKTUR W ANALIZIE ZDJĘĆ MEDYCZNYCH**

1. Wstęp

Ogromny postęp technologiczny w dziedzinie systemów wizyjnych, komputerowych metod wizualizacji oraz technik analizy obrazów wpłynął, dzięki szerokiemu zastosowaniu tych metod, na szybki rozwój wielu dziedzin nauki, techniki i przemysłu. Analiza obrazów stała się podstawą prowadzenia badań w takich dziedzinach, jak badania przestrzeni kosmicznej, prognozowane zmiany pogodowych oraz monitoring zmian atmosferycznych, analiza zdjęć oceanograficznych, lokalizacja złóż mineralnych, automatyzacja procesów produkcyjnych, inżynieria materiałowa, automatyczne rozpoznawanie celów militarnych oraz w szeregu innych dziedzin, a w szczególności w medycynie. Medyczne systemy diagnostyczne pozwalają już uzyskiwać obrazy badanych struktur i narządów, a w niektórych przypadkach również umożliwiają rozpoznanie lub przestrzenną rekonstrukcję badanej struktury, co ma ogromny wpływ na zwiększenie skuteczności diagnostycznej rozpoznawanych schorzeń. Rozwój takich systemów wpłynął również na powstawanie obszernych medycznych baz danych, zawierających ogromne ilości informacji diagnostycznych dotyczących konkretnych pacjentów, a mających najczęściej formę różnego rodzaju obrazów, w tym np. obrazów z badań tomograficznych, takich jak CT (Computerized Tomography), PET (Positron Emission Tomography), rezonansu magnetycznego MRI (Magnetic Resonance Imaging), obrazów rentgenowskich RTG, ultrasonograficznych USG, czy endoskopowych, np. ERCP (Endoscopic Retrograde Cholangio-Pancreatography) [1, 2, 3]. Obrazy takie, uzyskiwane przy użyciu nowoczesnej aparatury diagnostycznej, mają coraz częściej bardzo wysoką jakość, a dzięki zastosowaniu odpowiedniej reprezentacji zawierają coraz częściej dużo więcej informacji dotyczących istotnych szczegółów, niezwykle ważnych z diagnostycznego

* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków

** Praca realizowana w ramach Badań Własnych AGH nr 10.10.120.39

punktu widzenia. Paradoksalnie może to prowadzić w pewnych przypadkach do sytuacji, w których próba np. bezpośredniej wizualnej oceny danego obrazu przez specjalistę jest niemożliwa z uwagi na nieczytelność tego obrazu, będącą rezultatem niewystarczającego skontrastowania oraz wyeksponowania nieistotnych części tła przy jednoczesnym pominięciu istotnych szczegółów charakteryzujących strukturę lub morfologię badanego narządu. Sytuacja taka występuje głównie w tych przypadkach, gdzie wiele sąsiadujących ze sobą tkanek i narządów ma podobny współczynnik absorpcji dla przenikających przez nie fal rentgenowskich lub zbliżony opór akustyczny w badaniach ultrasonograficznych, co na otrzymanywanych zdjęciach objawia się zbliżonymi odcieniami szarości lub nawet częściowym pokrywaniem się skal szarości charakteryzujących poszczególne struktury anatomiczne. W przypadku takich właśnie zdjęć równomierne wyświetlenie wszystkich poziomów z całego zakresu odcieni szarości (opisywanych w postaci krzywej tonalnej) powoduje lokalne skompresowanie istotnych zakresów poziomów odpowiadających analizowanemu obiektowi. Obrazy takie są mniej czytelne, a jednocześnie posiadają wyeksponowane nieistotne (najczęściej zbyt ciemne i zbyt jasne) elementy tła obrazu.

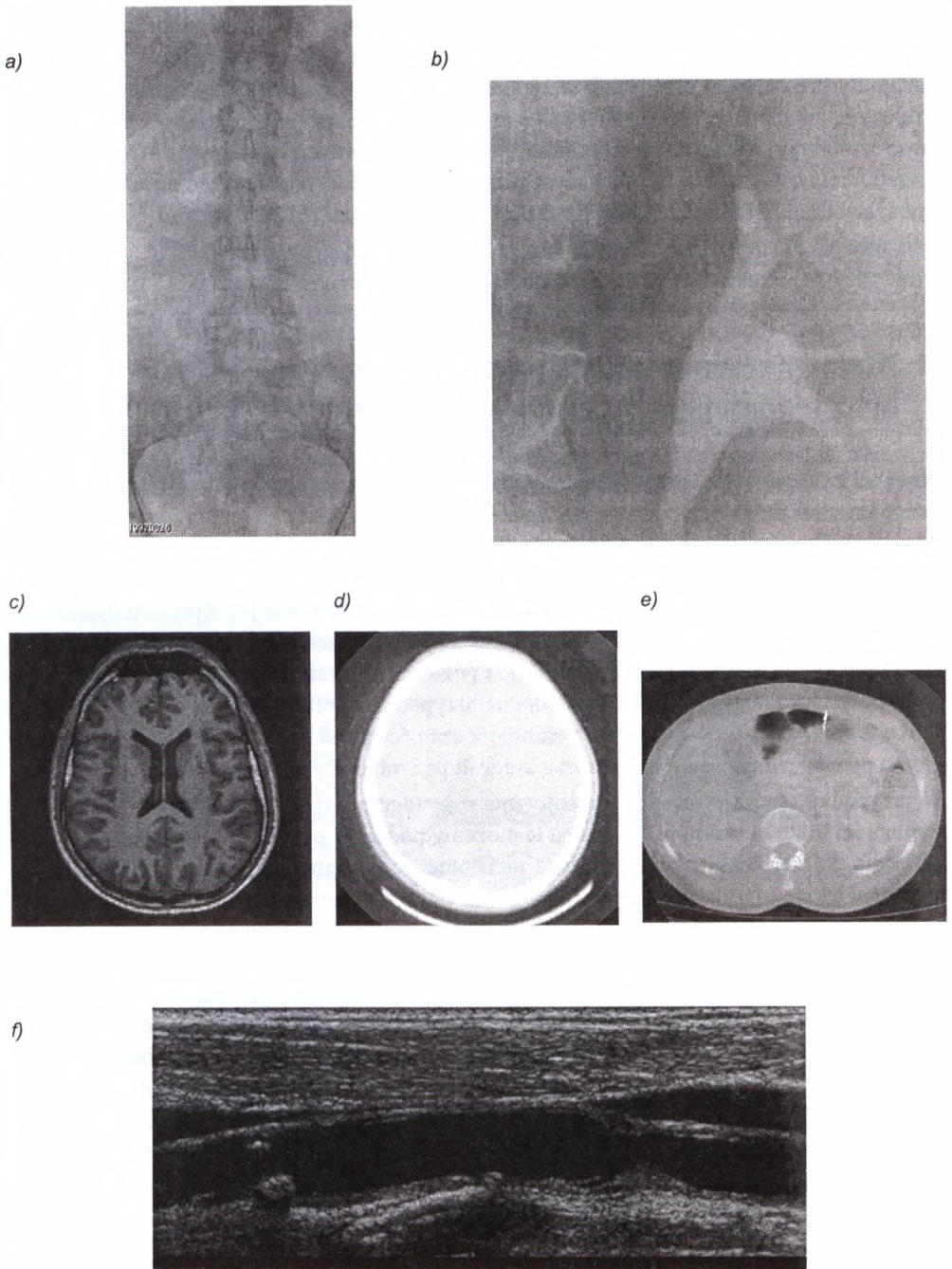
W celu eliminacji tego zjawiska konieczne jest poprawne skontrastowanie analizowanych obrazów poprzez odpowiednią modulację krzywej tonalnej lub histogramowe wyrównanie poziomów szarości, w ten sposób, aby funkcja transformująca wejściowy zakres poziomów szarości na zakres wyjściowy wyświetlany na urządzeniu monitorującym rozszerzyła tylko istotne przedziały tych poziomów, które reprezentują badane struktury, na całą dostępną gamę różnych odcieni.

Tematem niniejszej publikacji będzie krótkie omówienie i porównanie metod histogramowego równoważenia poziomów szarości i zmian krzywej tonalnej, tak aby w przypadku obrazów wcześniej nieskontrastowanych lub nieposiadających własnej funkcji transformującej wejściowy zakres poziomów szarości, zostały uwidocznione najistotniejsze szczegóły diagnostyczne. Metody te zostaną omówione w odniesieniu do obrazów medycznych uzyskiwanych różnymi technikami tomografii komputerowej, zdjęć RTG oraz ultrasonograficznych.

2. Materiał testowy

W celu jak najbardziej jednoznacznego i pełnego przedstawienia idei wstępnego kontrastowania obrazów medycznych w niniejszej pracy zostaną omówione wymienione metody kontrastowania w oparciu o analizę kilku przykładowo wybranych obrazów, reprezentatywnych dla najczęściej wykonywanych technik diagnostycznych. Algorytmy wyrównywania poziomów szarości i dopasowania krzywej tonalnej zostaną omówione dla obrazów różnych typów, które na początku zostały przedstawione w postaci nieprzetworzonej, tzn. takiej, jak w momencie ich uzyskiwania w trakcie prowadzenia badań z wykorzystaniem urządzeń diagnostycznych. Wśród analizowanych obrazów zostaną rozważone obrazy uzyskane w trakcie badań radiologicznych, przedstawiające tanki kostne szkieletu miednicy i kręgosłupa (rys. 1a) oraz tkanki miękkie, tj. miedniczkę nerkową (rys. 1b).

Ponadto w pracy zostaną przeanalizowane trzy obrazy uzyskane w trakcie badań tomograficznych. Dwa pierwsze przedstawiają przekroje półkul mózgowych, przy czym pierwszy został wykonany techniką rezonansu magnetycznego MRI (rys. 1c), a drugi klasyczną techniką tomografii komputerowej CT (rys. 1d).



Rys. 1. a) Rentgenogram szkieletu kręgosłupa i kości miednicy; b) obraz RTG lewej miedniczki nerkowej; c) obraz MRI półkul mózgowych; d) zdjęcie CT półkul mózgowych; e) obraz CT narządów jamy brzusznej; f) obraz ultrasonograficzny lewej tętnicy szyjnej wspólnej

Trzeci z obrazów tomograficznych również został uzyskany klasyczną metodą CT i przedstawia przekrój narządów jamy brzusznej (rys. 1e). Obrazy CT półkul mózgowych i narządów jamy brzusznej są przedstawione w postaci oryginalnej i są idealnym przykładem ilustrującym, jak niewiele informacji można z nich odczytać, nie poddając ich wcześniej właściwej kalibracji i kontrastowaniu. Obrazy te były uzyskiwane przy użyciu różnego rodzaju sprzętu diagnostycznego. W pierwszym przypadku z wykorzystaniem tomografu firmy Toshiba, a w drugim Philips Medical Systems.

Ostatnim rozważanym przykładem będzie obraz przedstawiający przewężenie światła lewej tętnicy szyjnej wspólnej uzyskany w trakcie badań ultrasonograficznych USG (rys. 1f).

3. Metody równoważenia poziomów szarości oraz transformacje krzywej tonalnej

Poprawa kontrastu w analizowanych obrazach jest możliwa poprzez odpowiednią transformację krzywej tonalnej lub zrównoważenie poziomów szarości w histogramie [4, 5, 6]. Korekcje takie pozwalają na uwidocznienie ważnych detali w obrazie, które nie są widoczne w obrazie pierwotnym z uwagi na występowanie nieprawidłowych cieni lub zbyt jaskrawych obiektów w tym obrazie. Usunięcie takich nieprawidłowości jest możliwe dzięki analizie histogramu. Histogram jest wykresem ukazującym zależność liczby punktów w obrazie od poziomów szarości (najczęściej liczba poziomów ma zakres od 0 do 255) [4]. Histogram pokazuje zatem, ile punktów w obrazie przypada na kolejne poziomy szarości. Na rysunku 2a przedstawiono histogram poziomów szarości uzyskany dla pierwszego rentgenogramu przedstawiającego tkankę kostną kręgosłupa i miednicy z rysunku 1a.

W przypadku obrazów medycznych otrzymane histogramy mogą charakteryzować się wystąpieniem kilku ekstremów. Ekstrema te możemy podzielić na ekstrema znaczące z punktu widzenia dalszej analizy oraz ekstrema nieistotne, reprezentujące obszary lub punkty nie mające większego znaczenia, a czasem wręcz pogarszające kontrast w obrazie (np. zbyt ciemne tła i dopełnienia). Ekstrema znaczące wyznaczają zakresy poziomów szarości, dla których konieczna jest modyfikacja krzywej tonalnej lub histogramowe wyrównanie poziomów szarości. Dokonuje się to poprzez kompresję lub obcięcie tych zakresów poziomów szarości, które znajdują się poza obszarem ekstremów znaczących, a następnie przetransformowanie pozostawionego zakresu na pełną gamę poziomów szarości. Ten sposób postępowania jest charakterystyczny dla kontrastowania obrazów metodą modyfikacji krzywej tonalnej [4, 5]. Metoda histogramowego wyrównywania poziomów szarości polega natomiast na takim przeskalowaniu zakresu poziomów szarości poszczególnych punktów, aby uzyskać bardziej równomierne rozłożenie poziomów szarości w obrazie wynikowym. Proces ten można opisać następującą formułą [5]

$$b(x) = l \sum_{j=0}^{a(x)} \frac{n_j}{n} \quad (1)$$

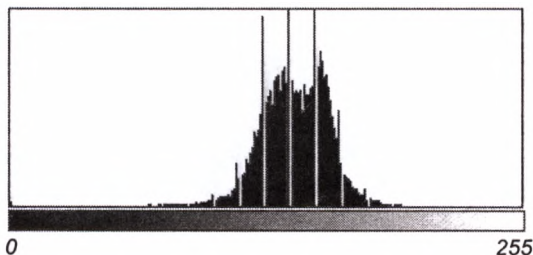
gdzie:

- a – obraz wejściowy o l poziomach szarości $(0, \dots, l - 1)$,
- b – obraz wynikowy,
- $a(x)$ – poziom szarości punktu o współrzędnej x obrazu wejściowego,
- $b(x)$ – poziom szarości punktu o współrzędnej x obrazu wynikowego,
- n – liczba punktów w obrazie,
- n_j – liczba punktów posiadających j -ty stopień szarości.

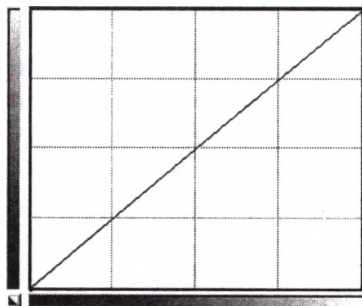
Pierwszą czynnością, jaką należy wykonać przy modyfikacji krzywej tonalnej, jest określenie punktów początkowego i końcowego wybranego przedziału poziomów szarości w otrzymanym histogramie, który będzie zawierał w sobie istotne wartości ekstremów w histogramie. Dla tak określonych przedziałów dokonuje się ich „rozciągnięcia”, tj. przeskalowania na cały zakres poziomów szarości. Taka redystrybucja poziomów szarości jest wykonywana dzięki zastosowaniu odpowiedniego kształtu krzywej tonalnej, której zadaniem jest właśnie przeskalowanie wąskiego przedziału zaznaczonych poziomów na całą dostępną ich gamę. Krzywa tonalna jest wykresem ukazującym zależności jasności wyjściowych poziomów wyświetlanego obrazu od poszczególnych wejściowych poziomów ze skali szarości w tym obrazie (rys. 2b). W niektórych przypadkach krzywa tonalna pozwala na wprowadzanie bardziej precyzyjnych zmian w obrazie niż metoda histogramowego wyrównywania poziomów szarości.

Szczególnym przypadkiem jest możliwość eliminacji oprócz skrajnych zakresów poziomów szarości znajdujących się poza ekstremami istotnymi również przedziałów znajdujących się pomiędzy ekstremami istotnymi, co występuje w niektórych przypadkach histogramów bimodalnych [4]. Ponieważ wszystkie typy analizowanych przez nas obrazów medycznych charakteryzują się wystąpieniem jednego (histogramy unimodalne) lub dwóch zakresów (histogramy bimodalne obrazów CT) istotnych poziomów szarości, zatem w dalszej części pracy będą omawiane przykłady kontrastowania badanych obrazów zarówno metodą histogramowego wyrównywania poziomów szarości, jak i obcięcia nieistotnych ekstremów, wraz z początkowymi zakresami skali szarości poprzez modyfikację krzywej tonalnej.

a)



b)



Rys. 2. a) Histogram poziomów szarości obrazu rtg kręgosłupa i miednicy; b) przykład liniowej funkcji tonalnej przekształcającej pełny zakres wejściowych poziomów szarości w obrazie na pełny zakres poziomów wyjściowych

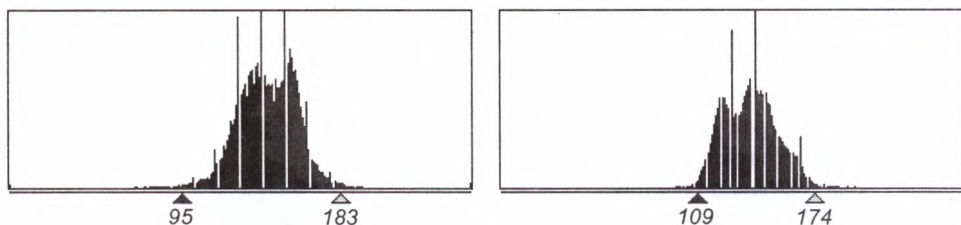
Jak pokażą końcowe rezultaty, obie te metody są całkowicie wystarczające i w pełni przydatne do efektywnego kontrastowania różnych rodzajów obrazów medycznych w celu wizualizacji istotnych struktur anatomicznych.

3.1. Kontrastowanie obrazów rtg

Obrazy uzyskiwane w trakcie badań radiologicznych rtg charakteryzują się unimodalnymi histogramami poziomów szarości, co pozwala na bardzo łatwe określenie istotnego zakresu poziomów szarości obrazu, który powinien zostać przetransformowany na pełną paletę dostępnych poziomów. Zakres ten najlepiej wyznaczyć w taki sposób, że w histogramie jest obcinane po 0,5% najjaśniejszych i najciemniejszych punktów występujących po obu końcach analizowanej skali szarości. Zakresy takie dla rozważanych obrazów rtg zostały zaznaczone na histogramach tych obrazów pokazanych na rysunku 3a, b.

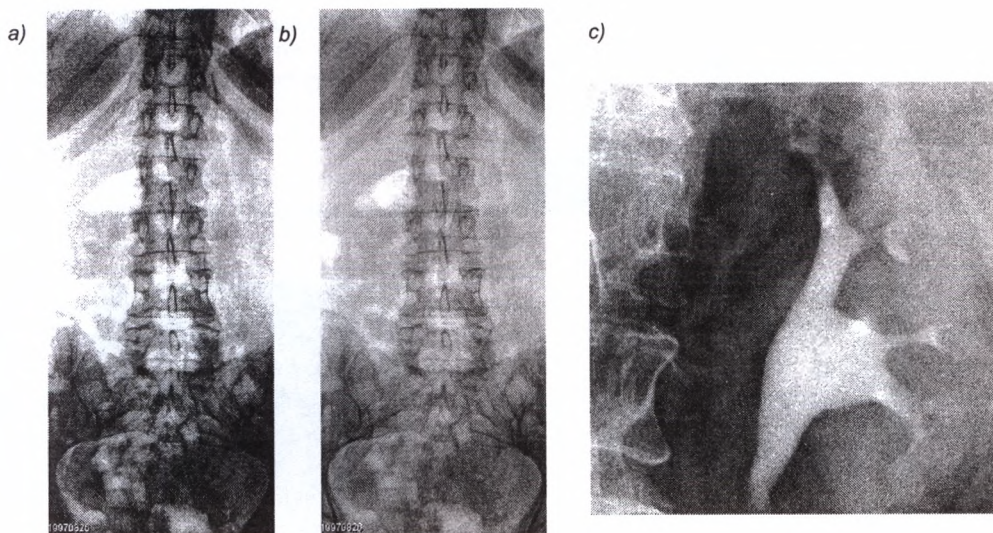
a)

b)



Rys. 3. a) Histogram poziomów szarości obrazu RTG kręgosłupa i miednicy; b) histogram obrazu miedniczki nerkowej. W obu obrazach zaznaczono przedziały, na zewnątrz których pozostało po 0,5% wszystkich punktów obrazu

Rezultaty histogramowego wyrównywania poziomów szarości dla pierwszego z badanych obrazów rtg oraz transformacji tego obrazu poprzez równomierne rozproszenie zaznaczonego na histogramie przedziału na pełną skalę poziomów szarości z wykorzystaniem liniowej funkcji tonalnej przedstawiono na rysunku 4a, b. Z przykładu tego wynika, że w przypadku obrazów rtg równomierne rozproszenie wąskiego zakresu poziomów szarości na pełny ich zakres daje nieco lepsze rezultaty niż kontrastowanie metodą wyrównywania poziomów szarości. Wyrównywanie histogramu w tym przypadku wprowadza zbyt dużo cieni w obrazie, zamazując jednocześnie część istotnych jego szczegółów. Porównując zatem oba algorytmy kontrastowania, można stwierdzić, że z punktu widzenia jakości końcowego rezultatu do kontrastowania obrazów rtg w większym stopniu nadaje się metoda modyfikacji krzywej tonalnej. Na rysunku 4c przedstawiono rezultat takiej modyfikacji dla drugiego z analizowanych obrazów rtg.



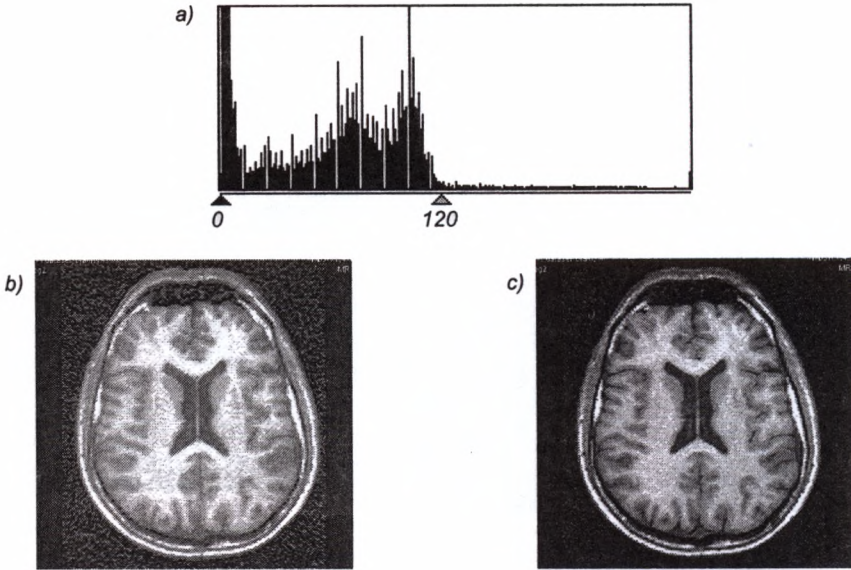
Rys. 4. Rezultaty kontrastowania obrazów rtg metodami: a) histogramowego wyrównywania poziomów szarości; b, c) równomiernego rozproszenia istotnego zakresu poziomów szarości na całą dostępną ich paletę z wykorzystaniem liniowej funkcji tonalnej

3.2. Modyfikacje poziomów szarości w obrazach tomograficznych

Obrazy uzyskiwane w trakcie badań z użyciem tomografii rezonansu magnetycznego MRI charakteryzują się pewnym zagęszczeniem histogramu i narastającymi ekstremami występującymi w dolnej połowie zakresu zmienności poziomów szarości, po których następuje zdecydowane wyrównanie i praktycznie zanik krzywej histogramu (rys. 5a).

Analizując histogramy dla tego typu obrazów, można łatwo zauważyć, że również tutaj można zastosować wykorzystaną wcześniej regułę wyznaczania istotnego zakresu poziomów szarości, który powinien zostać rozciągnięty na pełną dostępną gamę tych odcieni. Dla obrazów MRI zamiast progów 0,5% korzystniej jest zastosować progi 2%, tzn. odrzucenie po 2% tych punktów z obrazu, które posiadają skrajne wartości poziomów szarości w histogramie. Na przedstawionym na rysunku 5a histogramie zaznaczono takie poziomy szarości, które odpowiadają obcięciu 2% punktów. Ponieważ w analizowanym obrazie liczba punktów mających odcień szarości o wartości 0 i 1 sięga aż 31% wszystkich punktów w obrazie, zatem jako dolne ograniczenie istotnego zakresu poziomów przyjęto wartość 0. Na rysunku 5b, c przedstawiono rezultaty histogramowego wyrównywania poziomów szarości oraz liniowego rozproszenia istotnego zakresu tych poziomów na pełną gamę za pomocą funkcji tonalnej.

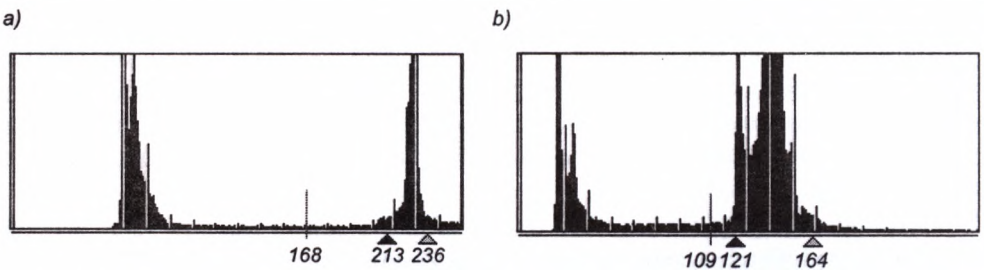
Z przedstawionego przykładu wynika, że nieco lepsze rezultaty kontrastowania uzyskuje się poprzez modyfikację krzywej tonalnej. Obraz z wyrównanym histogramem charakteryzuje się nieco większym rozmyciem oraz wyeksponowanymi zakłóceniami widocznymi na czarnym tle.



Rys. 5. a) Histogram poziomów szarości dla analizowanego obrazu MRI. Widoczne wartości istotnego obszaru poziomów szarości transformowanego na pełny ich zakres; b) obraz MRI poddany procedurze wyrównywania histogramu; c) rezultat kontrastowania przez równomierne rozciągnięcie istotnego zakresu poziomów szarości na pełną ich gamę

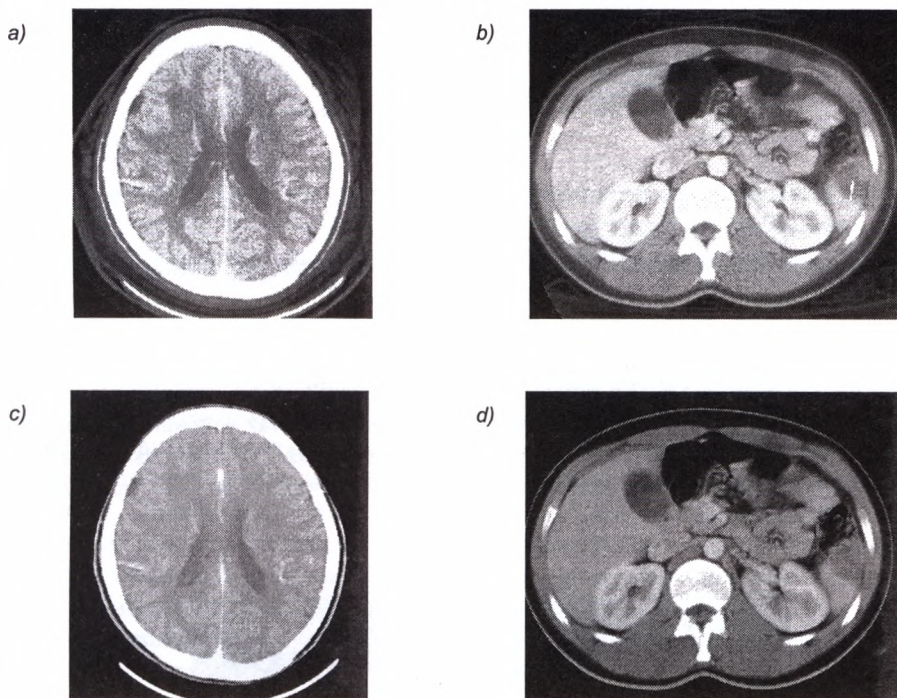
Nieco inne rezultaty otrzymuje się jednak w analizie zdjęć uzyskanych klasyczną metodą tomografii komputerowej CT. Histogramy obrazów tego typu mają zupełnie inne rozkłady poziomów szarości, które charakteryzują się przede wszystkim wystąpieniem dwóch wyraźnych ekstremów. Zakres występujących poziomów szarości w tych obrazach lokuje się bardziej w środku całej gamy odcieni, z czego istotne z punktu widzenia dalszej analizy poziomy występują nawet w górnej połowie całej skali. Na rysunku 6a, b przedstawiono histogramy otrzymane dla rozważanych w pracy obrazów CT.

Do wyznaczenia zakresu istotnych poziomów szarości, który zostanie przetransformowany na pełną paletę, w obrazach tych, podobnie jak w przypadku obrazów MRI, można zastosować regułę usunięcia 2% nieistotnych punktów z każdego końca zakresu zmienności.



Rys. 6. a) Histogram obrazu CT głowy z zaznaczonym średnim poziomem szarości w obrazie (linia pionowa) i końcami istotnego przedziału poziomów szarości; b) histogram obrazu CT narządów jamy brzusznej. Widoczny średni poziom szarości oraz zaznaczony przedział do dalszej analizy

Wcześniej jednak konieczna jest pewna modyfikacja polegająca na usunięciu nieistotnych punktów, których poziomy szarości są reprezentowane przez lewe końce histogramów w postaci wyraźnych ekstremów. Konieczne zatem staje się obcięcie zakresu poziomów szarości od 0 do pewnej wartości, położonej w histogramie przed istotnym z punktu widzenia dalszej analizy ekstremum. Można tego dokonać na wiele sposobów, jednak dość wygodnym i uniwersalnym sposobem jest wykorzystanie jednej z najprostszych statystycznych miar pozycyjnych, jaką jest wartość średnia z poziomów szarości wszystkich punktów występujących na obrazie. Średnie takie zostały zaznaczone linią pionową na rysunku 6a, b. Po wyznaczeniu średniego poziomu szarości w obrazie i przyjęciu tej wartości za dolne ograniczenie występujących poziomów można względem niej zastosować regułę wyznaczania zakresu istotnego przedziału poziomów szarości poprzez eliminację 2% skrajnych punktów. W przypadku dolnego ograniczenia jest ono wyznaczane względem wartości średniej, a górne ograniczenie względem maksymalnego poziomu szarości w obrazie (rys. 6a, b). Na rysunku 7a, b przedstawiono rezultaty kontrastowania obydwóch obrazów CT metodą wyrównywania histogramów. Dla porównania na rysunku 7c, d przedstawiono efekty kontrastowania tych obrazów metodą modyfikacji krzywej tonalnej.

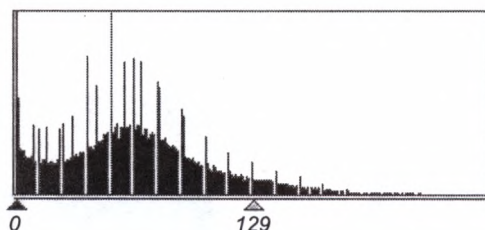


Rys. 7. a) Rezultat kontrastowania obrazu CT głowy metodą histogramowego wyrównywania poziomów szarości; b) rezultat kontrastowania obrazu CT narządów jamy brzusznej metodą histogramowego wyrównywania poziomów szarości; c) rezultat kontrastowania obrazu CT głowy metodą modyfikacji krzywej tonalnej; d) rezultat kontrastowania obrazu CT narządów jamy brzusznej metodą modyfikacji krzywej tonalnej

Z otrzymanych rezultatów wynika, że odmiennie niż w przypadku obrazów MRI przy kontrastowaniu obrazów CT nieco lepsze rezultaty otrzymuje się przez zastosowanie metody histogramowego wyrównywania poziomów szarości. Otrzymane tą metodą rezultaty charakteryzują się większym kontrastem i jasnością obrazów, co wpływa na lepsze uwidocznienie ważnych struktur anatomicznych.

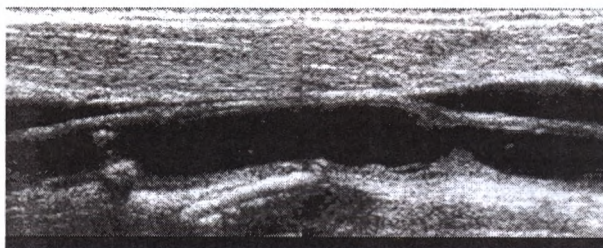
3.3. Dopasowanie kontrastów w obrazach ultrasonograficznych

W przypadku wstępnego przetwarzania obrazów uzyskiwanych w trakcie badań metodami ultrasonograficznymi, sposób wyznaczania istotnego zakresu poziomów szarości jest identyczny jak w przypadku obrazów rezonansu magnetycznego MRI. Obrazy USG również charakteryzują się przesunięciem histogramu do dolnej połowy zakresu zmienności poziomów szarości, po których następuje bardzo łagodne i równomierne zanikanie krzywej histogramu (rys. 8).



Rys. 8. Histogram poziomów szarości obrazu USG lewej tętnicy szyjnej wspólnej

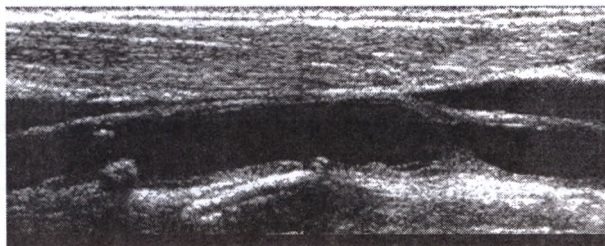
Podobieństwo umiejscowienia istotnych zakresów poziomów szarości w histogramach obrazów MRI i USG powoduje, że podobnie jak dla obrazów MRI również i dla obrazów USG można zastosować metodę wyznaczania istotnego zakresu poziomów szarości, który powinien zostać rozciągnięty na pełną dostępną gamę tych odcieni. Dla obrazów USG zostaną jednak zastosowane progi 5%. Na przedstawionym na rysunku 8 histogramie zaznaczono poziomy szarości, które odpowiadają obcięciu 5% punktów. Ponieważ w analizowanym obrazie liczba punktów mających odcień szarości równy 0 sięga aż 28% wszystkich punktów w obrazie, zatem jako dolne ograniczenie istotnego zakresu poziomów przyjęto, podobnie jak dla obrazu MRI, wartość 0.



Rys. 9. Obraz USG poddany procedurze wyrównywania histogramu

Na rysunkach 9 i 10 przedstawiono rezultaty kontrastowania badanego obrazu USG metodami histogramowego wyrównywania poziomów szarości oraz liniowego rozproszenia istotnego zakresu poziomów szarości na pełną gamę za pomocą funkcji tonalnej.

Rozważany przykład pokazał, że dla obrazów USG lepsze rezultaty kontrastowania uzyskuje się metodą wyrównywania histogramu. Obraz z wyrównanym histogramem charakteryzuje się nieco większą jasnością i wyeksponowaniem drobnych szczegółów strukturalnych, charakteryzujących analizowaną tkankę.



Rys. 10. Rezultat kontrastowania obrazu USG przez równomierne rozciągnięcie istotnego zakresu poziomów szarości na pełną ich gamę

4. Wnioski

Tematem niniejszej pracy było przedstawienie sposobów kontrastowania obrazów medycznych uzyskiwanych w trakcie badań z wykorzystaniem różnych technik wizualizacyjnych, a w szczególności badań rentgenowskich (prześwietleń zarówno tkanek miękkich organów wewnętrznych, jak i tkanek kostnych), badań tomograficznych MRI i CT oraz diagnostyki ultrasonograficznej. Kontrastowanie tych obrazów przeprowadzono z wykorzystaniem metody histogramowego wyrównywania poziomów szarości, jak również metodą modyfikacji liniowej funkcji tonalnej, umożliwiającej obcięcie nieistotnych zakresów poziomów szarości w poszczególnych typach analizowanych obrazów oraz liniowe rozciągnięcie istotnego zakresu tych poziomów na pełną paletę dostępnych poziomów szarości, co wpływa na uwidocznienie istotnych elementów w obrazie posiadających podobne odcienie jak otaczające je obiekty. Transformacje takie są konieczne we wstępnym przetwarzaniu obrazów, zwłaszcza w celu dostosowania ich jakości do następnych etapów analizy w przypadku automatycznej diagnostyki medycznej, ale również w celu umożliwienia ich wizualnej oceny przez specjalistów, przy próbie interpretacji diagnostycznej otrzymanych wyników. W tworzonych powszechnie medycznych bazach danych są przechowywane obrazy w postaci oryginalnej i nieprzetworzonej, co pozwala ich użytkownikom na swobodne manipulowanie nimi w celu rozpoznawania istotnych w danym momencie cech lub obiektów. Filozofia taka obowiązuje we wszystkich profesjonalnych bazach i oprogramowaniu tworzonym w ramach projektów archiwizacji i przesyłania danych medycznych, tzw. PACS (Picture Archiving and Communication System). Opisane w pracy metody pozwalają na takie skontrastowanie różnych typów obrazów, aby zastały w nich uwidocznione wszystkie ważne z punktu widzenia dalszego rozpoznawania elementy i cechy strukturalne.

Przeprowadzone badania doprowadziły do następujących wniosków:

- do kontrastowania obrazów medycznych mogą być wykorzystywane obydwie rozważane w pracy metody i dla większości typów obrazów zastosowanie dowolnej z nich daje w rezultacie obraz skontrastowany z bardziej czytelnymi szczegółami niż obraz pierwotny;
- dla obrazów RTG oraz tomograficznych MRI nieco lepsze rezultaty kontrastowania uzyskuje się przez zastosowanie modyfikacji krzywej tonalnej. W przypadku obrazów RTG metoda ta daje najlepsze rezultaty przy określeniu progów eliminacji zbędnych poziomów szarości na poziomie 0,5% punktów spośród wszystkich punktów danego obrazu. Dla obrazów MRI w celu uzyskania optymalnego efektu odpowiednią wartość progów obcięcia należy przyjąć na poziomie 2% liczby punktów w obrazie;
- wykorzystanie procentowych wartości wyznaczonych progów obcięcia poziomów szarości w histogramie jest niewrażliwe na rozmiar i rozdzielczość analizowanego obrazu;
- w przypadku obrazów pochodzących z badań klasycznymi metodami tomografii CT oraz z badań ultrasonograficznych USG lepsze rezultaty kontrastowania uzyskuje się metodą histogramowego wyrównywania poziomów szarości.

Literatura

- [1] Ogiela M. R.: *The Assessment of the Possibilities of Computer-Based Image Processing for Pancreatic Duct Visualisation*. Image Processing & Communications, 1995, Vol. 1, No. 1, pp. 59–73
- [2] Ogiela M. R.: *Computer Analysis of ERCP Images with an Attempt at Diagnostics*. Polish Journal of Medical Physics and Engineering, Vol. 2, No. 3, pp. 27–47, 1996
- [3] Ogiela M. R.: *Languages of shape feature description and syntactic methods for recognition of morphological changes of organs in analysis of selected X-ray images*. SPIE's International Symposium Medical Imaging 1998, San Diego CA, USA, 23–27 February 1998, SPIE Vol. 3338, pp. 1295–1305.
- [4] Pratt W. K.: *Digital Image Processing*. New York, Wiley & Sons 1991
- [5] Ritter G. X., Wilson J. N.: *Computer Vision Algorithms in Image Algebra*. CRC Press, Inc., Boca Raton, 1996
- [6] Weeks A. R.: *Fundamentals of Electronic Image Processing*. SPIE Press, Vol. PM32, 1996

Recenzent

prof. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz