

**Jerzy IHNATOWICZ**

Instytut Elektroniki  
Politechnika Śląska

**Grażyna TOMALA-ŁOŚ**

Wojewódzki Szpital Zespolony  
Bielsko-Biała

## **OCENA PRZYDATNOŚCI W URORADIOLOGII METODY KOREKCJI ZNIEKSZTAŁCENÍ GĘSTOŚCI OPTYCZNEJ OBRAZÓW CYFROWYCH Z WYKORZYSTANIEM TECHNIKI LUT**

**Streszczenie.** W pracy przedstawiono i omówiono metodę korekcji zniekształceń wartości gęstości optycznej obrazów cyfrowych będących zapisem radiogramów wielkoformatowych. Omówiono sposób generowania tabel korekcyjnych typu LUT. Na przykładzie 160 radiogramów z badań urograficznych i cystouretrograficznych dokonano oceny przydatności radiogramów cyfrowych ze zniekształconymi i skorygowanymi wartościami gęstości optycznej. Przedyskutowano wpływ przetwarzania cyfrowego na obrazowanie wybranych struktur anatomicznych.

## **THE USEFULNESS OF LOOK-UP-TABLE METHOD FOR THE CORRECTION OF THE OPTICAL DENSITY DISTRIBUTIONS ON THE DIGITAL URORADIOGRAPHIC IMAGES**

**Summary.** In the paper the easy-to-use method of optical density distortions on digitized large format radiographic images is presented. Technique of generating the precisely adjusted Look-Up-Tables is described in details. Proposed method was verified with the 160 radiographic images from the urography and cystouretrography examinations. The real diagnostic value of rough and corrected digital images is discussed as well as the final effect of digital imaging of selected anatomic structures.

## ABSCHÄTZUNG DER NÜTZLICHKEIT FÜR URORADIOLOGIE EINER METHODE DER DEFORMATION-KORREKTUR OPTISCHE DICHTER DER DIGITALBILDER BEI ANWENDUNG DER LUT-TECHNIK

**Zusammenfassung.** Konversionsprozeß der Radiogramme führt jedoch bedeutende Deformationen der Werte der optischen Dichte ein. Geeignete Korrektur ist möglich, aber unter der Bedingung daß genaue Charakteristik des Scanners sowie densitometrische Parameter einer Radiogramms ( $D_{\max}$ ) gekannt werden. Unerlässlich dazu ist die Berechnung entsprechender Korrekturfunktionen für einzelne Bereiche der D-Veränderungen. Praktische Implementation mit Ausnützung der LUT-Technik ermöglicht schnellen interaktiven Auswahl einer Korrekturfunktion selbst mit Mikrokomputer IBM PC/AT. Auf Basis von 160 Radiogrammen von Uroradiologischen Untersuchungen der Einfluß der Deformation in A/D Konversionsprozeß auf diagnostischen Wert der Digitalradiogramme sowie auf Anwendbarkeit der vorgeschlagenen Methode war untersucht. Typische Eigenschaften der Bilder sowie Qualität der Darstellung ausgewählter anatomischen Strukturen waren abgeschätzt. Einführung der Korrektur verbessert jedoch subjektiv beurteilte Qualität der Darstellung in überhalb 45% der Fälle.

### Ślowa kluczowe

konwersja A/C obrazów, korekcja błędów konwersji, radiogramy medyczne, gęstość optyczna, ocena wartości diagnostycznej obrazów cyfrowych, uroradiologia.

### Key words

A/D conversion of images, correction of conversion errors, medical radiographic images, optical density, estimation of diagnostic value of digital images, uroradiology.

## 1. Wprowadzenie i cel pracy

Rezultaty dokładnych pomiarów procesu kodowania wielkoformatowych radiogramów medycznych do postaci obrazów cyfrowych (pomiarów przeprowadzonych z użyciem dokładnie skalibrowanego wzorca gęstości optycznej) dowodzą [1], że charakterystyka przenoszenia wartości gęstości optycznej poszczególnych pól radiogramu do wartości pikseli obrazu cyfrowego jest silnie nieliniowa. Niewątpliwie jednak zalety [2] stosowania cyfrowej postaci obrazów biomedycznych, w tym również i radiogramów wielkoformatowych - umożliwiające między innymi łatwe przesyłanie obrazów na odległość, powielanie bez utraty jakości, standaryzację warunków obserwacji i oceny treści obrazu oraz tworzenie trwałej dokumentacji (ang. hard-copy) - wymuszają niejako zastępowanie radiogramów oryginalnych przez ich odwzorowanie

w postaci obrazów cyfrowych. Ponieważ w większości przypadków stosowanie nowoczesnych urządzeń skanujących zapewnia utrzymanie podstawowych wymagań co do rozdzielczości przestrzennej (ang. spatial resolution) uzyskiwanych obrazów cyfrowych, to coraz bardziej pożądane staje się rozpatrzenie przedstawionych poniżej trzech zagadnień.

- 1<sup>o</sup> Czy silnie nieliniowe zniekształcenia wartości gęstości optycznej poszczególnych pól radiogramu powstające w procesie konwersji obrazu oryginalnego do postaci cyfrowej wpływają w istotny sposób na wartość diagnostyczną radiogramu.
- 2<sup>o</sup> Czy istnieje możliwość takiego skorygowania wartości pikseli obrazu cyfrowego, aby wartości pikseli były liniową funkcją wartości gęstości optycznej pól radiogramu reprezentowanych przez te piksele, to jest by warunki obserwacji radiogramu cyfrowego nie odbiegały od warunków obserwacji radiogramu oryginalnego.
- 3<sup>o</sup> Czy dokonanie korekcji obrazu cyfrowego (jak w punkcie 2<sup>o</sup>) wpływa na wartość diagnostyczną radiogramu, a jeżeli tak, to w jakim stopniu.

Niniejsza praca stanowi próbę odpowiedzi na te trzy sformułowane powyżej pytania.

## 2. Materiał

Materiałem wykorzystywanym w doświadczeniach było 160 radiogramów wielkoformatowych pochodzących z kolejnych specjalistycznych badań radiologicznych (71 obrazów urograficznych i 89 cystouretrograficznych) wykonanych w okresie półrocznym w pracowni rentgenowskiej jednego ze szpitali wojewódzkich. Badania przeprowadzono na tym samym aparacie rtg przy zapewnieniu powtarzalności warunków ekspozycji (stałe napięcie przyspieszające wynoszące 65 [kV], stała geometria układu obrazowania) oraz bardzo zbliżonych warunkach rejestracji obrazów rentgenowskich (ten sam typ kasety rtg z folią wzmacniającą oraz ten sam rodzaj błon radiograficznych). Zmienne warunki uzyskiwania radiogramów wynikały z różnych dawek ekspozycyjnych dostosowanych do masy ciała pacjentów (wiek pacjentów od kilku dni do 15 lat) oraz nieuniknionych odchyśleń kształtu charakterystyk H-D [3] związanych z ręczną obróbką fotochemiczną naświetlonych błon. Przy wykonywaniu zdjęć rentgenowskich wykorzystywano układy automatycznej regulacji ładunku płynącego przez lampę rentgenowską zapewniające stałość dawki promieniowania X rejestrowanego przez błonę rtg.

Wartość diagnostyczna każdego z powyższych radiogramów decydująca o ich rzeczywistej przydatności do oceny procesu chorobowego była oceniana trzykrotnie: ocenie podlegał radiogram oryginalny, następnie obraz cyfrowy tego radiogramu

powstały w rezultacie konwersji A/C (skanowania), w końcu zaś obraz cyfrowy ze skorygowanymi wartościami pikseli.

Wielkoformatowe radiogramy oryginalne zostały zarejestrowane na błonach typu Rentgen XS-1 (prod. Foton Warszawa) o rozmiarach od 18 x 24 cm do 35 x 43 cm; ocenie poddawano fragmenty radiogramów decydujące o możliwości przeprowadzenia prawidłowej analizy radiologicznej wykonanej urografii bądź cystouretrografii.

### 3. Konwersja radiogramów do postaci obrazów cyfrowych

Konwersję 160 radiogramów (stanowiących zapis badań urograficznych i cystouretrograficznych) do postaci obrazów cyfrowych przeprowadzonych w układzie jak w pracy [1], z tymi jednak różnicami, że rozmiary (rozdzielczość przestrzenna) obrazów cyfrowych wynosiły 636 x 476 pikseli, nastawa odległości ogniskowej obiektywu była zmienna i każdorazowo dobierana w taki sposób, aby obraz cyfrowy ograniczał się do najistotniejszej dla analizy radiologicznej części radiogramu oraz przy wykorzystaniu automatycznej kalibracji skanera dla filtru 5600 [°K] i ręcznej nastawie przesłony. Dobór rozdzielczości obrazów cyfrowych (636 x 476 pikseli) został ustalony doświadczalnie, tak aby ograniczenia rozdzielczości przestrzennej były dla obserwatora niezauważalne. Warunki konwersji (skanowania) odpowiadały - wg nomenklatury w pracy [1] - trybowi numer 8 z takim doбором przesłony, aby uzyskiwać maksymalną amplitudę sygnału dla obszarów radiogramu o małej gęstości optycznej. Piksele (jednobajtowe) obrazów cyfrowych należały do przedziału  $< 0,255 >$ ; poziomowi czerni odpowiadała wartość zero, poziomowi bieli wartość 255.

Uzyskane obrazy cyfrowe były wyświetlane na ekranie monitora zestawu komputera osobistego typu IBM PC wyposażonego w kartę graficzną pracującą w trybie 640 x 480 x 256 [4]. Ocena serii obrazów cyfrowych była każdorazowo poprzedzana kalibracją nastaw monitora za pomocą wygenerowanego sztucznie obrazu testowego stanowiącego dwie przeciwstawnie biegnące skale jasności zajmujące po 1/2 obrazu. Dodatkowo, za pomocą densytometru typu 07-424 (Victoreen USA) na radiogramach oryginalnych dokonywano pomiarów minimalnej i maksymalnej gęstości optycznej (w celu oszacowania zakresu zmian gęstości optycznych).

### 4. Korekcja obrazów cyfrowych

Wyznaczenia funkcji korygującej zniekształcenia wartości gęstości optycznej radiogramów dokonano opierając się na wynikach uzyskanych w pracy [1]. Ponieważ funkcja odwzorowująca wartości gęstości optycznej w wartości pikseli obrazu cyfrowego okazała się mało zależna od wybranego trybu konwersji (1 do 8), to uznano, iż wartości współczynników A, B funkcji o postaci

$$F(D) = A * \exp(B * D)$$

(gdzie poszczególne symbole oznaczają:

- D - wartości gęstości optycznych radiogramu;  
 A, B - współczynniki stałe;  
 F(D) - wartości pikseli obrazu cyfrowego).

mogą być wyznaczone na podstawie wartości średnich z wyników konwersji wzorca gęstości optycznej typu 07-460 (Victoreen USA) nr seryjny 90-E-1 dokonywanej w trybach (1 do 8), jednak z uwzględnieniem zakresu zmian gęstości optycznej występujących w radiogramie poddawany konwersji A/C. W wyniku obliczeń numerycznych otrzymano wartości współczynników  $A = 208.01$ ,  $B = -1.1945$  dla całego analizowanego zakresu  $\langle D_{\min}, D_{\max} \rangle$  wynoszącego  $\langle 0.01, 2.98 \rangle$ . Użytkane wartości A, B (oraz wartość  $[X(D)]_{\text{śrd}}^{\text{min}}$  będąca średnią arytmetyczną pikseli odpowiadających wartościom  $D_{\max}$  w warunkach różnych (1..8) trybów konwersji A/C) dla poszczególnych podzakresów zmian gęstości optycznej zestawiono w tablicy 1.

Tablica 1

Wartości współczynników A, B dla poszczególnych podzakresów zmian gęstości optycznej

Liczba pól wzorca	Podzakres zmian gęstości optycznej D	Wartości współczynników funkcji F(D)			Wartości błędów określonych jak w pracy [1]	
		$[X(D)]_{\text{śrd}}^{\text{min}}$	A	B	$\delta = \sum (d^2)$	$\varepsilon = \sqrt{(\delta/n)}$
2	0.01,...,0.05	226.9	235.00	-0.7213	1419.5	9.42
3	0.01,...,0.19	194.1	237.13	-1.0488	1948.3	9.01
4	0.01,...,0.35	163.0	237.48	-1.0731	2334.1	8.54
5	0.01,...,0.49	136.1	238.72	-1.1264	2828.3	8.41
6	0.01,...,0.64	110.0	240.82	-1.1887	3370.2	8.38
7	0.01,...,0.79	89.9	242.56	-1.2277	3819.9	8.26
8	0.01,...,0.94	72.6	244.44	-1.2613	4404.8	8.30
9	0.01,...,1.09	54.1	248.94	-1.3273	5982.2	9.12
10	0.01,...,1.24	42.4	253.03	-1.3778	7828.6	9.89
11	0.01,...,1.39	32.8	257.10	-1.4208	10016.6	10.67
12	0.01,...,1.55	25.4	260.61	-1.4531	12212.9	11.28

cd. tablica 1

13	0.01,...,1.70	20.5	262.86	-1.4714	13781.8	11.51
14	0.01,...,1.84	16.5	264.66	-1.4848	15119.5	11.62
15	0.01,...,1.98	14.1	264.62	-1.4845	15108.7	11.22
16	0.01,...,2.11	11.5	264.94	-1.4865	15368.0	10.96
17	0,01,...,2.27	10.4	262.06	-1.4699	13484.9	9.96
18	0.01,...,2.43	8.9	258.17	-1.4488	11438.6	8.91
19	0.01,...,2.57	9.0	250.79	-1.4104	9138.8	7.75
20	0.01,...,2.72	8.8	241.67	-1.3644	9167.5	7.57
21	0.01,...,2.86	7.8	233.59	-1.3245	11889.8	8.41
22	0.01,...,2.98	8.4	223.72	-1.7260	18793.6	10.33
23	0.01,...,2.98	9.8	214.96	-1.2313	28235.0	12.39
24	0.01,...,2.98	10.3	208.01	-1.1945	37983.5	14.07

Warto przypomnieć, że wartości graniczne poszczególnych podzakresów zmian gęstości optycznej odpowiadają przyjętej  $D_{\min} = 0.01$  oraz  $D_{\max}$  określonej przez producenta wzorca. Nieuniknione różnice otrzymanych wartości  $[X(D)_{\min}]_{\text{śrd}}$ , A, B,  $\delta = \sum(d^2)$  oraz  $\varepsilon = \sqrt{\delta/n}$  dla tych samych wartości  $D_{\max} = 2.98$ , lecz różnej liczby pól wzorca ( $n = 22, 23, 24$ ) wynikają rzecz jasna z faktu, że największe niedokładności wzorca dotyczą pól o dużych wartościach gęstości optycznych. Pola te występują na wzorcu trzykrotnie, zatem sukcesywne uwzględnianie ich musi prowadzić do pojawiania się, nieznacznej rozbieżności wyników. Z powodów oczywistych rozpatrywanie przypadku pojedynczego pola wzorca ( $n = 1$ ) nie miało sensu i w tablicy 1 przypadek ten pominięto.

Zebrane w tablicy 1 wartości współczynników A, B posłużyły do programowego wygenerowania dwóch zestawów zawierających każdy po 22 tabele korekcyjne typu Look-Up-Table (LUT) [5] w standardowym formacie Kontron IBAS 2000 [6] (colordef. 101÷121, colordef. 124 oraz colordef. 201÷221, colordef. 224) dla  $n = 2, 3, \dots, 22$  oraz  $n = 24$ . Ponieważ zakres wartości elementów LUT powinien odpowiadać zakresowi wartości pikseli obrazu cyfrowego  $< 0,255 >$ , to uwzględniając fakt, że maksymalne wartości gęstości optycznych występujące na typowych wielkoformatowych radiogramach medycznych nie przekraczają zwykle wartości  $2.35 \div 2.40$ , przyjęto, że korekcja obrazów cyfrowych będzie dotyczyła zakresu gęstości optycznych co najmniej  $D \in < 0.01, 2.55 >$  reprezentowanych przez piksele o wartości odpowiednio  $1 \dots 255$ , przy czym pojawiającym się ewentualnie wartościom  $D > 2.55$  odpowiadać będą piksele o wartościach 255. Nietrudno przy tym zauważyć, że w większości przypadków zakres korekcji będzie większy. Wybierając na przykład  $A = 208.01$  oraz  $B = -1.1945$

otrzymamy  $F(0.00) = 208$  i  $F(3.00) = 6$ , zatem zakres korekcji będzie wynosił co najmniej  $D \in < 0.00, 3.00 >$ .

Obowiązująca zwyczajowo konwencja [7] wymaga, aby podczas prezentacji obrazu cyfrowego na ekranie monitora komputerowego jasność pola ekranu reprezentującego piksel wzrastała wraz z wartością piksela. Uwzględniając to, a także wcześniej przedstawione założenia dochodzi się łatwo do następującej reguły generowania wartości elementów tabel korekcyjnych (colordef. 101÷121, colordef. 124) LUT:

$$\text{LUT}[F(D)] = -\frac{100}{B} * \ln\left(\frac{F(D)}{A}\right) + 255,$$

gdzie  $F(D)$  przebiega wartości całkowite 1...255.

Celem uzyskania większej przejrzystości zapisu pominięto symbole oczywistych operacji zaokrąglania wartości LUT  $[F(D)]$  do wartości całkowitych, ograniczania wyniku do zakresu  $< 0,255 >$  oraz dopełniania tabeli wartościami 0 lub 255.

Podczas generowania drugiego zestawu tabel korekcyjnych LUT (colordef. 201÷221, colordef. 224) uwzględniono możliwość poprawy kontrastu obrazu wyświetlanego na ekranie monitora przez liniowe odwzorowanie zakresu wartości  $< [X(D)]_{\text{min}} |_{\text{śrd.}} 255 >$  w zakres  $< 0,255 >$ , (Z uwagi na spełnienie warunku maksymalizacji amplitudy sygnału w procesie konwersji A/C [8], istotny dla poprawy kontrastu jest tylko dobór wartości dolnej - por. punkt 3).

## 5. Procedura przetwarzania, sposób i kryteria oceny radiogramów

Jak już wspomniano w punkcie 2 niniejszej pracy, procedura oceny radiogramów i odpowiadających im obrazów cyfrowych była procedurą kilkietapową. W każdym z etapów specjalista-radiolog oceniał kolejno 160 radiogramów wypowiadając się jednocześnie, czy w wyniku przetwarzania wartość diagnostyczna radiogramu uległa pogorszeniu, polepszeniu, czy też pozostała niezmieniona. Identyczna skala ocen dotycząca jakości obrazowania (1 = "zła", 2 = "średnia", 3 = "dobra") została użyta do końcowego oszacowania wpływu całego procesu cyfrowego przetwarzania radiogramów na możliwość dokonania prawidłowej oceny diagnostycznej. Kierując się literaturą przedmiotu [9, 10, 11, 12] uznano, że oceniane będą następujące cechy obrazów:

- (a) subiektywnie interpretowana przez obserwatora ogólna kontrastowość radiogramu;
- (b) uwidocznienie drobnych szczegółów obrazu ("rozdzielczość obrazu");
- (c) wyrazistość ("ostrość") rysunku kręgosłupa;
- (d) uwidocznienie układu kielichowo-miedniczkowego;
- (e) uwidocznienie zewnętrznego obrysu nerki.

Warto zauważyć, że wyszczególnione powyżej wybrane cechy obrazów rentgenowskich rzutują często nie tylko na końcową ocenę wyników badań urograficznych i cystouretrograficznych, ale mogą mieć również znaczący wpływ na możliwość wykrycia niektórych anomalii i wad rozwojowych układu kostnego przy okazji badania urograficznego bądź cystouretrograficznego [9, 10].

Krótki opis kolejnych etapów procedury przetwarzania obrazów i oceny wybranych ich cech można przedstawić następująco:

- 1<sup>o</sup> Po dokonaniu oceny radiogramu oryginalnego (umieszczonego w negatoskopie typu Famed L-120) za pomocą densytometru typu 07-424 (Victoreen USA) przeprowadzano ręczny pomiar minimalnej i maksymalnej wartości gęstości optycznej występującej na radiogramie. Z uwagi na oczywisty brak możliwości przeprowadzenia pełnej analizy densytometrycznej wszystkich pól radiogramu w rozsądnym czasie pomiar ten pozwalał jedynie na zgrubne określenie zakresu zmian wartości gęstości optycznych  $< D_{\min}, D_{\max} >$  radiogramu.
- 2<sup>o</sup> Najistotniejszy (dla dokonania oceny radiologicznej) fragment radiogramu poddawano konwersji do postaci obrazu cyfrowego, po czym otrzymany obraz cyfrowy wyświetlano na ekranie monitora komputerowego i szacowano wpływ przeprowadzonej konwersji na ocenę poszczególnych cech radiogramu.
- 3<sup>o</sup> Wykorzystując znajomość maksymalnej wartości gęstości optycznych  $D_{\max}$  radiogramu wybierano tabelę korekcyjną LUT wyznaczoną dla zbliżonego zakresu zmian gęstości optycznych, po czym przeprowadzano wstępną korekcję i ocenę obrazu. Zmieniając kolejno tabele LUT wyznaczono dla bliskiego otoczenia ustalonego wstępnie zakresu zmian  $D$ , dokonywano ostatecznie wyboru tej tabeli korekcyjnej LUT, której zastosowanie pozwalało zmaksymalizować wartości ocen poszczególnych cech rozpatrywanego obrazu.
- 4<sup>o</sup> Porównując radiogram oryginalny z wyświetlanym - po przeprowadzeniu końcowej korekcji - obrazem cyfrowym, dokonywano ostatecznej weryfikacji wpływu procesu digitalizacji i przetwarzania na wartość oceny poszczególnych cech radiogramu.

Fotografie 1 do 4 ilustrują typowe rezultaty zastosowania opisanej powyżej procedury. Fotografie 1 i 3 przedstawiają radiogramy oryginalne; fotografie 2 i 4 natomiast zawierają obrazy cyfrowe wybranych fragmentów tych radiogramów bezpośrednio po digitalizacji oraz po zastosowaniu tabel korekcyjnych LUT.









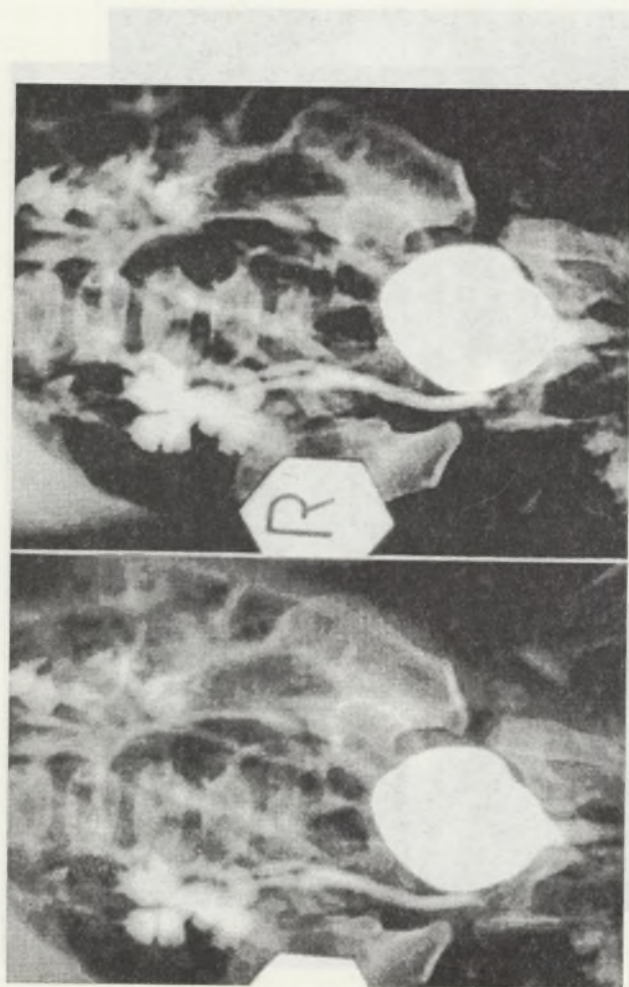


Foto 4. Obraz cyfrowy radiogramu (2) przed (strona lewa) i po korekcji (strona prawa)  
Photo 4. Digitized radiographic image (2) before (left) and after correction (right)

Fot. 4. Obraz cyfrowy radiogramu (2) przed (strona lewa) i po korekcji (strona prawa)  
Photo 4. Digitized radiographic image (2) before (left) and after correction (right)

## 6. Wyniki

Zamieszczone dalej zbiorcze zestawienia wyników (uzyskane zgodnie z omówioną wcześniej procedurą) dotyczą 160 radiogramów z badań urograficznych i cystouretrograficznych, wśród których można wyróżnić:

- 17 urograficznych zdjęć przeglądowych;
- 54 zdjęcia urograficzne wykonane po podaniu jodowego środka cieniującego (Uropolinum 60%);
- 13 zdjęć cystouretrograficznych z zarejestrowanym refluksem [13];
- 76 zdjęć cystouretrograficznych bez widocznego refluksu.

Wyszczególnienie to jest istotne, gdyż decyduje o możliwości dokonania oceny poszczególnych cech analizowanego obrazu. Staje się więc rzeczą oczywistą, że cechy (a), (b) oraz (c) dotyczą wszystkich 160 obrazów; cecha (d) charakteryzuje 67 (54+13) obrazów (tych, na których uwidoczniony został środek cieniujący), a cecha (e) była oceniana tylko w przypadku 54 obrazów z badań urograficznych zarejestrowanych po podaniu środka cieniującego.

Zamieszczone poniżej tablice 2a do 2e zawierają wyniki analizy wpływu digitalizacji radiogramu na wartości ocen cech (a) do (e); tablice 3a do 3e zawierają wyniki analizy wpływu zastosowania tabel korekcyjnych LUT na wartości ocen cech (a) do (e); tablice 4a do 4e zawierają natomiast końcowe oszacowanie wpływu całego procesu cyfrowego przetwarzania radiogramów na wartości ocen cech (a) do (e). Liczby znajdujące się w i-tym wierszu oraz j-tej kolumnie (i, j = 1...3) każdej z tablic określają liczbę zmian wartości ocenianej cechy z i → j (oraz udział procentowy tych przypadków, w których nastąpiła poprawa obrazowania) zaistniałą w wyniku przetwarzania. Z powodów wyjaśnionych wcześniej suma wszystkich liczb zamieszczonych w każdej z tablic zależy od ocenianej cechy obrazu i wynosi  $k = 160 \vee 67 \vee 54$ .

Kolejne tablice 5, 6, 7 zawierają podsumowanie rezultatów przetwarzania radiogramów na każdym z etapów, lecz bez szczegółowego rozróżniania poszczególnych cech. Tablice 5, 6, 7 utworzone w wyniku przeprowadzenia przez radiologa ogólnej oceny wartości diagnostycznej obrazów dotyczą odpowiednio etapu kodowania radiogramu oryginalnego do postaci cyfrowej (tablica 5), etapu korygowania radiogramu cyfrowego za pomocą tabel korekcyjnych LUT (tablica 6) oraz całości procesu przetwarzania (tablica 7). W każdej z zamieszczonych tablic przestrzegana jest zasada, że numery wierszy określają wartości ocen przed przetworzeniem, a numery kolumn - po przetworzeniu.

Tablica 2a

Ocena kontrastowości radiogramu po konwersji do postaci cyfrowej  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	5	17 (10,6%)	3 (1,9%)
2 ("średnia")	0	33	48 (30%)
3 ("dobra")	0	0	54

(poprawa obrazowania w 68 przypadkach, tj. 42,5%)

Tablica 3a

Ocena kontrastowości radiogramu cyfrowego po korekcji za pomocą LUT  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	0	0	5 (3.1%)
2 ("średnia")	0	0	50 (31.2%)
3 ("dobra")	0	0	105

(poprawa obrazowania w 55 przypadkach, tj. 34,3%)

Tablica 4a

Ocena wpływu całości procesu przetwarzania na kontrastowość radiogramu  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	0	0	25 (15.6%)
2 ("średnia")	0	0	81 (50.6%)
3 ("dobra")	0	0	54

(poprawa obrazowania w 22 przypadkach, tj. 66,2%)

Tablica 2b

Ocena widoczności szczegółów radiogramu po konwersji do postaci cyfrowej  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	17	1 (0.6%)	0
2 ("średnia")	0	49	21 (13.1%)
3 ("dobra")	0	4	68

(poprawa obrazowania w 22 przypadkach, tj. 13.7%)

Tablica 3b

Ocena widoczności szczegółów radiogramu cyfrowego po korekcji za pomocą LUT  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	8	8 (5.0%)	1 (0.6%)
2 ("średnia")	0	8	46 (28.7%)
3 ("dobra")	0	0	89

(poprawa obrazowania w 55 przypadkach, tj. 34,3%)

Tablica 4b

Ocena wpływu całości procesu przetwarzania na widoczność szczegółów radiogramu  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	8	8 (5.0%)	2 (1.2%)
2 ("średnia")	0	8	62 (38.7%)
3 ("dobra")	0	0	72

(poprawa obrazowania w 72 przypadkach, tj. 44,9%)

Tablica 2c

Ocena wyrazistości rysunku kręgosłupa po konwersji radiogramu do postaci cyfrowej  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów  $k = 160$ )

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	17	1 (0.6%)	0
2 ("średnia")	0	49	21 (13.1%)
3 ("dobra")	0	4	68

(poprawa obrazowania w 22 przypadkach, tj. 13.7%)

Tablica 3c

Ocena widoczności szczegółów radiogramu cyfrowego po korekcji za pomocą LUT  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów  $k = 160$ )

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	8	8 (5.0%)	1 (0.6%)
2 ("średnia")	0	8	46 (28.7%)
3 ("dobra")	0	0	89

(poprawa obrazowania w 55 przypadkach, tj. 34,3%)

Tablica 4c

Ocena wpływu całości procesu przetwarzania na widoczność szczegółów radiogramu  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów  $k = 160$ )

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	8	8 (5.0%)	2 (1.2%)
2 ("średnia")	0	8	62 (38.7%)
3 ("dobra")	0	0	72

(poprawa obrazowania w 72 przypadkach, tj. 44,9%)



Tablica 2d

Ocena zobrazowania układu kielichowo-miedniczkowego po konwersji radiogramu do postaci cyfrowej (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 67)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	12	2 (3.0%)	0
2 ("średnia")	0	21	5 (7.5%)
3 ("dobra")	0	0	27

(poprawa obrazowania w 7 przypadkach, tj. 10,5%)

Tablica 3d

Ocena zobrazowania układu kielichowo-miedniczkowego na obrazie cyfrowym po korekcy z pomocą LUT (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 67)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("gorsza")	3	9 (13.4%)	0
2 ("bez zmian")	0	4	19 (28.4%)
3 ("lepsza")	0	0	32

(poprawa obrazowania w 28 przypadkach, tj. 41.8%)

Tablica 4d

Ocena wpływu całości procesu przetwarzania na zobrazowanie układu kielichowo-miedniczkowego na radiogramie (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 67)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zły")	2 ("średni")	3 ("dobry")
1 ("zły")	3	9 (13.4%)	2 (3.0%)
2 ("średni")	0	4	22 (32.8%)
3 ("dobry")	0	0	27

(poprawa obrazowania w 33 przypadkach, tj. 49.2%)

Tablica 2e

Ocena zobrazowania zewnętrznego obrysu nerek po konwersji radiogramu do postaci cyfrowej (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 54)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zły")	2 ("średni")	3 ("dobry")
1 ("zła")	33	1 (1.9%)	0
2 ("średnia")	0	10	2 (3.7%)
3 ("dobra")	0	0	8

(poprawa obrazowania w 3 przypadkach, tj. 5.6%)

Tablica 3e

Ocena zobrazowania zewnętrznego obrysu nerek na obrazie cyfrowym po korekcji za pomocą LUT (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 54)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	33	0	0
2 ("średnia")	0	11	0
3 ("dobra")	0	0	10

(poprawa obrazowania w 0 przypadkach, tj. 0.0%)

Tablica 4e

Ocena wpływu całości procesu przetwarzania na zobrazowanie zewnętrznego obrysu nerek na radiogramie (opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 54)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zła")	2 ("średnia")	3 ("dobra")
1 ("zła")	33	1 (1.9%)	0
2 ("średnia")	0	10	2 (3.7%)
3 ("dobra")	0	0	8

(poprawa obrazowania w 3 przypadkach, tj. 5.6%)

Tablica 5

Ocena ogólna radiogramu po konwersji do postaci cyfrowej  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zły")	2 ("średni")	3 ("dobry")
1 ("zły")	12	3 (1.9%)	0
2 ("średni")	0	51	27 (16.9%)
3 ("dobry")	0	0	67

(poprawa obrazowania w 30 przypadkach, tj. 18.8%)

Tablica 6

Ocena ogólna radiogramu cyfrowego po korekcji za pomocą LUT  
(opis w tekście)

liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zły")	2 ("średni")	3 ("dobry")
1 ("zły")	6	6 (3.7%)	0
2 ("średni")	0	14	40 (25.0%)
3 ("dobry")	0	0	94

(poprawa obrazowania w 46 przypadkach, tj. 28.7%)

Tablica 7

Ocena ogólna wpływu całości procesu przetwarzania na jakość radiogramu  
(opis w tekście)

(liczba analizowanych obrazów k = 160)

Wartości ocen badanej cechy obrazu	1 ("zły")	2 ("średni")	3 ("dobry")
1 ("zły")	6	7 (4.4%)	2 (1.2%)
2 ("średni")	0	13	65 (40.6%)
3 ("dobry")	0	0	67

(poprawa obrazowania w 74 przypadkach, tj. 46.2%)

## 7. Uwagi i wnioski końcowe

Mając na uwadze podstawowy cel niniejszej pracy - jakim było sformułowanie i uzasadnienie odpowiedzi na trzy przedstawione w punkcie 1 pytania - najistotniejsze wnioski ogólne i szczegółowe z analizy wyników przeprowadzonych doświadczeń można ująć w formie następujących stwierdzeń:

1<sup>o</sup> Zniekształcenia wartości gęstości optycznej na obrazie cyfrowym, nieuniknione w procesie konwersji A/C radiogramu, nie wpływają ujemnie na wartość diagnostyczną tak przetworzonego radiogramu. W ocenie ogólnej w 18.8% (→ tabl. 5) przypadków nastąpiła nawet poprawa jakości obrazowania.

Występujące w około 2.5% przypadków pogorszenie widoczności szczegółów (→ tabl. 2b) i wyrazistości rysunku kręgosłupa (→ tabl. 2c) (wobec 13.7% przypadków poprawy obrazowania) jest skutkiem stosunkowo małej rozdzielczości przestrzennej obrazów cyfrowych w porównaniu z radiogramem oryginalnym. W ocenie pozostałych cech obrazu pogorszenie nie wystąpiło. Zaskakująco duża poprawa wrażenia kontrastowości radiogramu cyfrowego (w około 42.5% przypadków, → tabl. 2a) wynika również z poprawy komfortu obserwacji obrazów na ekranie monitora (stały format i kąt widzenia, stałe położenie) w porównaniu z warunkami oceny radiogramów oryginalnych.

2<sup>o</sup> Przeprowadzenie korekcy zniekształceń wartości gęstości optycznej na obrazie cyfrowym jest możliwe pod warunkiem znajomości charakterystyki zastosowanego skanera oraz wyznaczenia (za pomocą densytometru) maksymalnej wartości gęstości optycznej na radiogramie oryginalnym.

Wykorzystanie techniki LUT w realizacji technicznej algorytmu korekcy obrazów cyfrowych pozwala na uzyskanie dużej szybkości przetwarzania (ca. 4 s/obraz dla IBM AT 286/16), co umożliwiła sprawdzenie wielu tabel korekcyjnych i selekcję dającej najlepsze rezultaty w akceptowanym przez radiologa czasie rzędu 20-30 sekund.

3<sup>o</sup> Ogólna wartość diagnostyczna radiogramu cyfrowego o skorygowanych wartościach pikseli (odtwarzających poprawnie wartości gęstości optycznej) została w 28.7% przypadków (→ tabl. 6) oceniana przez radiologa wyżej niż ogólna wartości diagnostyczna radiogramu oryginalnego. Pogorszenia jakości obrazowania nie stwierdzono w żadnym z przypadków.

Oceniana poprawa jakości obrazów skorygowanych przeprowadzana z rozróżnieniem poszczególnych cech radiogramu jest bardzo zróżnicowana: od zupełnego braku poprawy obrazowania obrysu nerek (→ tabl. 3e) do znacznej poprawy (w 34.3% przypadków) obrazowania innych (układ kielichowo-miedniczkowy, kręgosłup) struktur anatomicznych (→ tabl. 3c,d). Oczywistą jest duża liczba przypadków (34.3%, → tabl. 3a) poprawy oceny wrażenia kontrastowości obrazu skorygowanego (linearyzacja charakterystyki konwersji A/C uzyskana w wyniku korekcy poprawia kontrastowość obrazu).

Analiza wyników przeprowadzonych doświadczeń przeprowadzona z uwzględnieniem specyfiki rentgenowskich badań uroradiologicznych pozwoliła dodatkowo na stwierdzenie, że:

- Ocena wpływu całości procesu przetwarzania cyfrowego (konwersja A/C wprowadzająca zniekształcenia gęstości optycznej i ograniczenia rozdzielczości i następująca po niej korekcja) na ogólną wartość diganostyczną radiogramu cyfrowego (→ tabl. 7) oraz w odniesieniu do poszczególnych cech (→ tabl. 4a÷e) wskazuje, że w żadnym z przypadków nie zaobserwowano pogorszenia subiektywnie ocenionej przez radiologa jakości obrazowania; w dużej liczbie przypadków nastąpiła poprawa. Ocena ogólna wzrosła w 46.2% przypadkach (→ tabl. 7).
- Prezentacja rentgenogramów z badań uroradiologicznych w postaci obrazów cyfrowych daje wrażenie poprawy kontrastowości obrazu (w 66.2% przypadków, → tabl. 4a) oraz ostrości rysunku struktur anatomicznych (w 44.9% przypadków, → tabl. 4b).
- Istotna (w badaniu uroradiologicznym) ocena morfologiczna układów kielichowo-miedniczkowych (na radiogramach urograficznych ze środkiem cieniującym oraz na radiogramach cystograficznych z odpływem wstecznym) wydaje się łatwiejsza (w 49.2% przypadków, → tabl. 4d) na skorygowanych obrazach cyfrowych. Na obrazach tych stwierdzono lepsze uwidocznienie kręgów okolicy lędźwiowo-krzyżowej (w 44.9% przypadków, → tabl. 4c); nie stwierdzono natomiast znaczącej poprawy uwidocznienia zewnętrznych obrysów nerek (poprawa nastąpiła w zaledwie 5.6% przypadków, → tabl. 4e).

## Literatura

- [1] J. Ihnatowicz: Błędy konwersji radiogramów wielkoformatowych do postaci obrazów cyfrowych. Zeszyty Naukowe Politechniki Śląskiej, s. Elektronika, Gliwice 1994 (w druku).
- [2] A.v. Oppenheim (red.): Sygnały cyfrowe. Przetwarzanie i zastosowanie. WNT, Warszawa 1982.
- [3] M. Iliński: Materiały i procesy fotograficzne. WAiF, Warszawa 1989.
- [4] G. Sully, S. Blair: Programmer's Guide to the EGA/VGA. Brady, New York 1988.
- [5] W.K. Pratt: Digital Image Processing. J. Wiley & Sons, New York 1978.
- [6] MIPRON User's Manual rel. 2.0. Kontron Bildanalyse GmbH, Eching/Munich 1992.
- [7] J. Skolimowski: Procedury graficzne dla kart EGA, VGA, SVGA. Helion, Gliwice 1993.
- [8] D.H. Sheingold (ed.): Analog-Digital Conversion Handbook (3rd Edition). Prentice-Hall, New Jersey 1986.

- [9] J. Caffey: Pediatric X-ray Diagnostic. Year Book Medical Publishers Inc., Chicago 1976.
- [10] D.R. Kirsk (ed.): Practical Pediatric Imaging (2nd Edition). Little, Brown & Company, Boston, Toronto, London 1991.
- [11] T. Orłowski (red.): Choroby nerek (wyd. III zmien i uzup.). PZWL, Warszawa 1992.
- [12] J. Zieliński (red.): Urologia. Diagnostyka ogólna, tom 1. PZWL, Warszawa 1992.
- [13] G.F. Steinhardt: Reflux Nephropathy. The Journal of Urology, The Wilkams & Wilkins Co., Wol. 134, Nov. 85, pp. 855-859.

Recenzent: Prof. dr hab. med. Andrzej **BRODZIAK**

Wpłynęło do Redakcji 5.04.1994 r.

### **Abstract**

The digital form of large-format medical radiographs makes the transmission and hard-copy of these images much more easier. The A/D conversion distortions of optical densities may reduce the diagnostic value of a digitized image meaningfully. The restoration of the original optical density values is possible if some densitometric parameters ( $D_{max}$ ) of an original image are known as well as the features of scanner used. It becomes necessary, however, the calculation of the special correction functions adjusted to the subranges of optical density  $D$ . The use of the Look-Up-Table technique for the practical implementation of suggested method enables fast interactive selection of the best fitted function, even using the typical PC. In the paper the diagnostic value of 160 digitally converted radiographs from the uro radiology examinations was analyzed. The effect of optical density distortion during A/D conversion and the usefulness of the correction method were taken into account. The imaging quality of the selected anatomical structures and the basic image features were estimated. The conclusions are that the optical density distortions do not reduce at all the diagnostic value of the digital radiographs for the uro radiology purposes. The imaging quality improvement in more than 45% cases was, however, observed after the correction step was performed.