

Roman STAROSOLSKI
Politechnika Śląska, Instytut Informatyki

PRZEGLĄD METOD BEZSTRATNEJ KOMPRESJI OBRAZÓW MEDYCZNYCH

Streszczenie. Niniejszy artykuł zawiera zwarty przegląd algorytmów z zakresu bezstratnej kompresji statycznych obrazów medycznych. Uwzględniono zarówno algorytmy, które uznawane są za standardy w medycznych systemach składowania i transmisji obrazów, jak również inne algorytmy praktycznie stosowane do kompresji takich danych. Przedstawiono również ogólną charakterystykę klas obrazów medycznych, wyróżniając te cechy omawianych klas obrazów, które są istotne przy konstrukcji lub wyborze algorytmu kompresji obrazów należących do tych klas.

Słowa kluczowe: bezstratna kompresja obrazów medycznych, CT, X-ray, MR, USG, PACS, DICOM, RLE, JPEG, JPEG-LS, JPEG 2000

OVERVIEW OF LOSSLESS MEDICAL IMAGE COMPRESSION ALGORITHMS

Summary. In this paper we present a brief overview of lossless medical image compression algorithms. We overview both algorithms that are considered to be standards in medical image transmitting and archiving systems and other algorithms used for compressing medical images. We also generally describe main classes of medical images, distinguishing features that are crucial in development and selection of algorithms appropriate for compressing images belonging to those classes.

Keywords: lossless compression of medical images, CT, X-ray, MR, USG, PACS, DICOM, RLE, JPEG, JPEG-LS, JPEG 2000

1. Wprowadzenie

Niniejszy artykuł zawiera zwarty przegląd algorytmów z zakresu bezstratnej kompresji statycznych obrazów medycznych oraz wybranych zagadnień z tymi algorytmami związanych. Bezstratne algorytmy kompresji obrazów stosowane są w różnorodnych medycznych

systemach składowania i transmisji obrazów PACS (ang.: Picture Archiving and Communication System). Systemy te wykorzystywane są w medycynie zarówno do długoterminowego składowania obrazów, traktowanych jako dokumenty archiwizowane, jak i do składowania krótkoterminowego oraz do transmisji obrazów do celów zdalnej diagnostyki medycznej oraz konsultacji. W artykule uwzględniono zarówno algorytmy, które uznawane są za standardy w medycznych systemach PACS, jak również inne algorytmy praktycznie stosowane do kompresji obrazów medycznych lub badań nad kompresją obrazów medycznych. Przegląd uwzględnia standard DICOM, tj. prawdopodobnie jedyny powszechnie uznawany standard dotyczący medycznych urządzeń PACS i kompresji obrazów medycznych. Przedstawiono również ogólną charakterystykę najczęściej spotykanych klas obrazów medycznych, wyróżniając te cechy omawianych klas, które są istotne przy konstrukcji lub wyborze algorytmu kompresji należących do nich obrazów. Z wyjątkiem algorytmu JPEG2000, nie omawiano szczegółów budowy algorytmów kompresji. Algorytmy uwzględnione w niniejszym przeglądzie charakteryzowane są przez swoje cechy funkcjonalne. Podano literaturę dotyczącą tych algorytmów, lecz pełniejsze ich omówienie wykracza poza ramy niniejszego artykułu.

Wprowadzeniem do niniejszego artykułu jest praca [24], w której przedstawiono podstawowe pojęcia, metody i algorytmy z zakresu bezstratnej kompresji danych, będące bazą dla algorytmów kompresji obrazów oraz [23] traktująca o metodach i algorytmach kompresji obrazów. Zagadnienia dotyczące zarówno podstaw bezstratnej kompresji danych, jak i algorytmów kompresji stratnej oraz specjalizowanych algorytmów kompresji konkretnych klas danych, takich jak m.in. obrazy, omówione są obszernie w książkach [10, 18, 19, 20, 28].

2. Kompresja bezstratna a kompresja stratna obrazów

Do kompresji typowych obrazów powszechnie stosowane są algorytmy stratne. Algorytmy stratne pozwalają na uzyskiwanie znacznie lepszych współczynników kompresji niż w algorytmach bezstratnych, możliwe jest również uzyskanie zadanego współczynnika kompresji bez względu na treść obrazu (co oczywiście czasami prowadzi do znacznej utraty informacji). Dla typowych obrazów, po dobraniu odpowiedniego współczynnika kompresji, utrata informacji następująca w procesie kompresji – dekompresji, pozostaje dzięki niedoskonałości ludzkich zmysłów niezauważona bądź może być tolerowana. Algorytmy te często nazywane są „wizualnie bezstratnymi”. Znanych jest wiele stratnych algorytmów kompresji obrazów, kompresja stratna dominuje w dziedzinie obrazów ruchomych, przegląd algorytmów można znaleźć w monografiach [19, 20].

Algorytmy bezstratne stosuje się w kompresji obrazów wtedy, gdy obraz jest traktowany jako dokument, czyli między innymi dla obrazów medycznych mających być podstawą do

diagnozy, jak również wtedy, gdy obraz będzie podlegał dalszemu przetwarzaniu, gdy nie można zakładać, że dopuszczalne jest zastosowanie kompresji stratnej oraz dla takich obrazów, których akwizycja jest kosztowna [5, 22]. Ustawodawstwo niektórych państw zabrania kompresji stratnej obrazów medycznych używanych w celach diagnostycznych [6, 19]. Powodów przemawiających przeciwko kompresji stratnej obrazów medycznych jest wiele [3]:

- Algorytmy kompresji stratnej tylko dla skromnych współczynników kompresji nie powodują utraty znaczącej informacji w obrazie. Lepsze współczynniki można osiągnąć, jeżeli zezwoli się na kontrowersyjną dla poszczególnych zastosowań medycznych kompresję wizualnie stratną.
- Skoro w aplikacjach kompresji stratnej można uzyskać tylko umiarkowane współczynniki, to bardziej właściwe może być zastosowanie ulepszonych algorytmów kompresji bezstratnej.
- Nie jest obecnie jasne, jakiej kompresji można używać do krótko- i długoterminowego składowania obrazów, nie sposób przewidzieć dzisiaj wymagań, które będą stawiane obrazom skompresowanym dzisiaj przez aplikacje, które powstaną w przyszłości.
- Nie ma uznanej miary pozwalającej ocenić algorytm kompresji stratnej lub określić współczynnik kompresji (stratnej) odpowiedni dla kompresji obrazów medycznych używanych w celach diagnostycznych. Miary takie jak MSE czy PSNR nie są ani zgodne z subiektywnymi ocenami jakości obrazów przez żywych obserwatorów, ani z wynikami uzyskiwanymi przez obserwatorów przy analizie obrazów skompresowanych stratnie. Miary oparte na modelach percepcji wizualnej człowieka znajdują się wciąż w początkowym stadium rozwoju.
- Termin „wizualnie bezstratne” stosowany jest coraz częściej dla algorytmów stratnych, gdy utrata informacji jest niewielka. Jednak termin „wizualnie bezstratne” nie musi być równoważny terminowi „diagnostycznie bezstratne”. Eksperymenty oparte na subiektywnej ocenie wyrażanej przez obserwatorów, co do tego, czy obraz jest „diagnostycznie bezstratny” mogą nie być dobrym wskaźnikiem trafności samych diagnoz, co więcej, znaczący poziom zmienności ocen konkretnego obserwatora, jak również zmienność ocen pomiędzy różnymi obserwatorami ograniczają przydatność takich eksperymentów.
- Niektóre analizy obrazów medycznych mogą być przeprowadzane na drodze automatycznej interpretacji obrazów. Artefakty występujące w obrazach po kompresji stratnej mogą wpłynąć na wyniki automatycznych lub półautomatycznych metod. Mimo że określenie współczynnika kompresji stratnej, przy którym kompresja nie wpływa na wyniki ww. analiz, wydaje się łatwiejsze od określenia współczynników

„diagnostycznie bezstratnych”, kompresja bezstratna prawdopodobnie pozostanie bardziej właściwa dla takich zastosowań.

- Istnieją schematy, w których wyróżnia się „region zainteresowania” – piksele obrazu znajdujące się poza tym regionem są uznawane za mało istotne lub nieistotne i kompresowane z większymi stratami, niż piksele wewnątrz „regionu zainteresowania” lub nawet odrzucane. Jednak jeżeliby pikselom spoza regionu zainteresowania np. nadać jedną, konkretną barwę, to większość algorytmów kompresji obrazów ogólnego zastosowania z takimi obrazami radziłaby sobie również dobrze.

Kontrowersje takie nie występują w przypadku kompresji bezstratnej.

Systemy i standardy dotyczące medycznych systemów PACS często zawierają algorytmy stratne lub algorytmy występujące w wariantach bezstratnym i stratnym, co technicznie umożliwia stosowanie w tych systemach kompresji stratnej, lecz nie jest tożsame z przyzwoleniem na ich używanie. W standardzie DICOM algorytmy stratne obwarowane są następującym zastrzeżeniem:

„Note: The context where the usage of lossy compression of medical images is clinically acceptable is beyond the scope of the DICOM Standard. The policies associated with the selection of appropriate compression parameters (e.g. compression ratio) for JPEG lossy compression is also beyond the scope of this standard.”

Kompresja stratna w medycynie akceptowana i stosowana jest przede wszystkim dla obrazów ruchomych – tutaj wpływ artefaktów na przydatność skompresowanego obrazu jest znacznie mniejszy niż przy obrazach statycznych, a praktycznie (oraz diagnostycznie) użyteczne współczynniki kompresji znacznie większe.

3. Klasy obrazów medycznych

Klasy statycznych obrazów medycznych (np. rentgenowskie, tomograficzne) są, w porównaniu do klas obrazów naturalnych (np. w stopniach szarości, barwne), znacznie węższe. De facto omówione poniżej klasy obrazów to podzbiory klasy obrazów w stopniach szarości, podzbiory o znacznie ograniczonej skali głębi jasności, mniejszym zakresie rozmiarów, uzyskane za pomocą urządzeń o określonych parametrach i przedstawiające określone obiekty.

- X-ray – obrazy rentgenowskie, uzyskane na drodze skanowania zdjęć rentgenowskich lub coraz częściej wprost z cyfrowych urządzeń akwizycji. Można wśród nich wyróżnić dodatkowe podklasy, np. obrazy mammograficzne. Charakteryzują się dużymi rozmiarami (np. 2048 x 2048) i głębią jasności: 12 bitów.

- CT – obrazy tomografii komputerowej, akwizycja cyfrowa, lecz zdarzają się obrazy, które po dokonaniu akwizycji są drukowane, po czym skanowane. Zazwyczaj seria obrazów CT opisuje de facto trójwymiarowy zbiór danych. W niniejszym artykule rozważana jest jedynie kompresja pojedynczych obrazów. Typowe rozmiary obrazów: 512 x 512 lub mniej, głębia jasności: 12 bitów.
- MR – obrazy rezonansu magnetycznego, akwizycja cyfrowa, podobnie jak w przypadku obrazów CT zdarzają się obrazy, które po dokonaniu akwizycji są drukowane, po czym skanowane, zazwyczaj seria obrazów MR opisuje de facto trójwymiarowy zbiór danych, lecz w niniejszym artykule rozważana jest jedynie kompresja pojedynczych obrazów. Typowe rozmiary 256 x 256 lub mniej, nominalna głębia jasności: 16 bitów, faktyczna głębia jasności znacznie mniejsza, np. 9 bitów (co oznacza że format obrazu umożliwia przechowywanie pikseli w 2^{16} stopniach szarości, lecz stopni szarości pikseli rzeczywistych obrazów MR jest mniej, np. 2^9).
- USG – statyczne obrazy ultrasonograficzne, głębia jasności 8 bitów, często prezentowane jako tzw. pseudo-kolor. Zazwyczaj seria obrazów USG zawiera obraz ruchomy – przebieg badania USG w przedziale czasu. Typowe rozmiary statycznych obrazów to 700 x 500 lub mniej.

4. Algorytmy

4.1. Przegląd

Obrazy medyczne to klasy znacznie węższe niż klasy obrazów naturalnych, takie jak obrazy w stopniach szarości czy obrazy barwne. Wykorzystanie cech charakterystycznych obrazów z tak wąskich klas powinno pozwolić na skonstruowanie specjalizowanych algorytmów kompresujących te obrazy, na przyjęcie przy konstrukcji algorytmu dalej idących założeń i w konsekwencji uzyskanie lepszych współczynników kompresji niż uzyskane przez algorytmy kompresji obrazów ogólnego przeznaczenia. Analiza publikacji z zakresu badań kompresji obrazów medycznych [3, 6, 7] i standardu DICOM [8] wskazuje jednak, że do kompresji obrazów medycznych stosowane są algorytmy kompresji przeznaczone dla szerokich klas obrazów. W pracach [3, 6, 7] porównywane są między innymi następujące algorytmy kompresji obrazów:

- Standard Lossless JPEG – bezstratny predykcyjny schemat kodowania przeznaczony dla obrazów o głębii jasności 2-16 bitów na piksel [15]. Algorytm ten wchodzi w skład standardu JPEG, zawierającego również algorytm stratny, przy czym oba algorytmy różnią się znacznie [27]. Standard JPEG przewiduje kompresję w kolejności rastrowej, jak również progresywny wariant kodowania. Jednym z elementów algorytmu Lossless

JPEG jest koder entropijny, standard JPEG przewiduje zastosowanie tutaj kodów Huffmana lub kodera arytmetycznego.

- FELICS – prosty, niezwykle szybki predykcyjny algorytm kompresji bezstratnej, uzyskujący przeciętne współczynniki kompresji (lepsze niż Lossless JPEG z koderem Huffmana), w którym koder entropijny oparty jest na parametrycznej rodzinie kodów Golomba [11].
- BTPC–bezstratny predykcyjny oraz transformacyjny schemat hierarchiczny z adaptacyjnym koderem entropijnym opartym na kodach Huffmana [17].
- S+P – predykcyjny oraz transformacyjny schemat hierarchiczny z adaptacyjnym koderem entropijnym opartym na kodach Huffmana lub na koderze arytmetycznym. Algorytm S+P występuje w wariantach: stratnym oraz bezstratnym [21].
- PNG – standard WWW Consortium przeznaczony dla obrazów barwnych oraz w stopniach szarości o głębi jasności do 16 bitów na piksel [35]. PNG jest schematem predykcyjnym, w którym zdefiniowano również progresywny wariant kodowania. W PNG stosuje się kodowanie słownikowe LZ77 wraz z koderem entropijnym opartym na kodach Huffmana.
- DICOM RLE – jedna z wielu odmian prostego uniwersalnego algorytmu kodowania długości sekwencji przeznaczona do bezstratnego kodowania obrazów. Odmiana ta, to przejęta przez standard DICOM metoda stosowana wcześniej do kodowania obrazów w formacie TIFF, znana jako TIFF Packbits, przeznaczona dla obrazów o 8-bitowej głębi jasności.
- CALIC – bezstratny algorytm predykcyjny [32, 33]. CALIC uznawany jest za „złoty standard” bezstratnej kompresji obrazów, gdyż uzyskuje dla typowych obrazów średnie współczynniki kompresji lepsze od pozostałych, wymienianych tutaj algorytmów, okupione jest to jednak relatywnie małą prędkością działania tego algorytmu. W algorytmie CALIC koder entropijny oparty jest na algorytmie Huffmana lub kodowaniu arytmetycznym.
- Standard JPEG-LS – predykcyjny algorytm przeznaczony do kompresji obrazów o głębi jasności 2-16 bitów na piksel [12]. Standard definiuje warianty: bezstratny oraz stratny (określany jako „near-lossless”, w którym dopuszcza się jedynie niewielkie „straty”). Podobnie jak w algorytmie FELICS, koder entropijny oparty na parametrycznej rodzinie kodów Golomba. Rdzeniem algorytmu JPEG-LS jest algorytm LOCO-I (wyłoniony przez komitet JPEG na drodze konkursu spośród 9 zgłoszonych algorytmów) [29, 30, 31].
- Standard JPEG2000 – obszerny standard komitetu JPEG, który definiuje między innymi progresywny schemat kodowania i transmisji, jak również stratne i bezstratne transformacyjne (transformacja falkowa) metody kompresji obrazów w stopniach

szałości oraz obrazów barwnych [1, 4, 13, 16]. Standard JPEG2000 został zainspirowany przez prace autorów algorytmu CREW [2] pokazujące mnogość pożytecznych cech użytkowych hierarchicznych algorytmów transformacyjnych [5]. Rdzeń algorytmu JPEG2000 oparty został na algorytmie EBCOT [25, 26]. W algorytmie JPEG2000 koder entropijny oparto na o kodowaniu arytmetycznym. Algorytm ten, jako najbardziej złożony i najbardziej uniwersalny z algorytmów tutaj wymienionych, przedstawiony jest szerzej w punkcie 4.2.

4.2. Algorytm JPEG2000

Standard JPEG2000 dotyczy, podobnie jak wcześniejszy standard JPEG, zarówno kompresji stratnej, jak i bezstratnej. Jednak w przeciwieństwie do wcześniejszego standardu, w którym algorytm stratny (Baseline JPEG) i bezstratny (Lossless JPEG) były w istocie dwoma różnymi algorytmami, w standardzie JPEG2000 kodowanie stratne i bezstratne to, podobnie jak w JPEG-LS, dwa warianty tego samego algorytmu.

Obraz poddawany kompresji może w ogólnym przypadku być obrazem zawierającym więcej niż jedną składową (składową spektralną, jak w obrazach RGB, lub inną – np. składową obrazu YCrCb). Poszczególne składowe opisują ten sam obszar, tj. cały obraz, lecz nie wymaga się, aby ich rozdzielczość była taka sama.

O szerokości planowanego przez autorów algorytmu zakresu jego zastosowań świadczyć mogą ograniczenia zawarte w standardzie – rozmiar obrazu: do $2^{32} \times 2^{32}$, dopuszczalna liczba składowych obrazu: 2^{14} , głębia jasności w każdej ze składowych: od 1 do 38 bitów na piksel.

Początkowym etapem kompresji jest przetworzenie wstępne składowych. Dla składowych, w których piksele kodowane są jako liczby bez znaku, przeprowadza się przesunięcie zakresu dopuszczalnych wartości pikseli tak, aby zakres ten był symetryczny wokół 0, co realizuje się przez odjęcie od wartości pikseli połowy szerokości zakresu i zakodowanie nowej wartości jako liczby ze znakiem. Jeżeli obraz zawiera przynajmniej 3 składowe, przy czym pierwsze trzy składowe mają taką samą rozdzielczość i jeżeli są to odpowiednio składowe: czerwona, zielona i niebieska, to dla tych składowych może zostać przeprowadzona transformacja z przestrzeni RGB do YCrCb. Transformacja obrazów spełniających powyższe warunki nie jest obowiązkowa, a decyzja, czy transformację przeprowadzić, jest dokonywana w koderze. Standard definiuje transformację przestrzeni barw ICT (irreversible color transform), którą można zastosować jedynie dla stratnego wariantu kodowania oraz całkowitoliczbową transformację RCT (reversible color transform), którą można stosować zarówno przed kompresją stratną, jak i bezstratną.

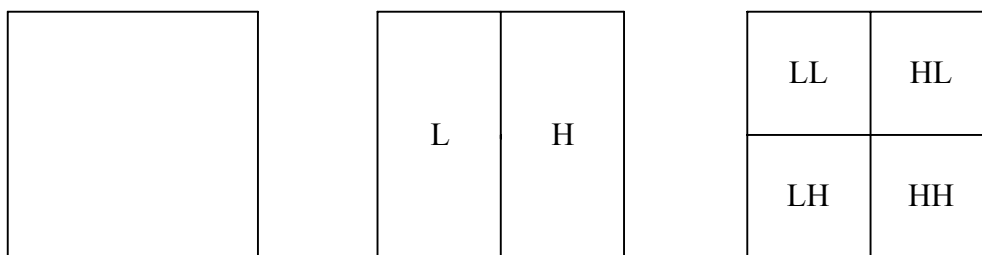
Obraz podlegający kompresji może mieć znaczne rozmiary. Między innymi po to, aby umożliwić przetwarzanie obrazu w systemach dysponujących ograniczoną pamięcią, obraz dzielony jest na kafelki (ang. tiles) – rozłączne i pokrywające cały obraz prostokątne obszary,

o takich samych o kształtach i rozmiarach (z wyjątkiem kafelków zawierających brzegi obrazu). Przestrzenny podział na kafelki jest taki sam we wszystkich składowych obrazu. Podział na kafelki, w zależności od rozmiaru kafelków może powodować występowanie artefaktów w okolicach krawędzi kafelków dla kompresji stratnej oraz wpływać na pogorszenie współczynnika kompresji dla kompresji bezstratnej. Typowy rozmiar kafelka to $2^8 \times 2^8$. Szczególnym przypadkiem podziału może być takie jego zdefiniowanie, że jedyny kafelek ma rozmiary i kształt taki sam, jak kompresowany obraz, a jego krawędzie pokrywają się z krawędziami obrazu. Kafelki poszczególnych składowych kodowane są niezależnie (niezależnie od pozostałych składowych oraz od pozostałych kafelków danej składowej).

Kafelek składowej przekształcany jest z użyciem transformacji falkowej, praktycznie realizowanej z użyciem filtrów. Standard definiuje całkowitoliczbowe przekształcenie odwracalne stosowane zarówno w kompresji bezstratnej, jak i stratnej oraz nieodwracalne przekształcenie w dziedzinie liczb rzeczywistych przeznaczone wyłącznie dla kompresji stratnej.

Transformacja falkowa rzędu 1 to transformacja obrazu 2-wymiarowego realizowana w JPEG2000 z użyciem filtrów 1-wymiarowych stosowanych najpierw do wierszy obrazu (obrazu zawartego w kafelku składowej obrazu). Filtry te przekształcają wiersz obrazu w wektor współczynników transformacji, o długości równej długości wiersza obrazu, nazywany dalej wierszem obrazu po transformacji. Własności filtrów użytych w JPEG2000 powodują, że w wierszu obrazu po transformacji można wyróżnić 2 podpasma współczynników. Połowa elementów wiersza po transformacji (lewa strona wiersza) to podpasmo składowych niskiej częstotliwości danego wiersza, praktycznie interpretowane jako piksele przeskalowanego (pomniejszonego dwukrotnie) wiersza sprzed transformacji. Pozostałe elementy reprezentują podpasmo składowych wysokiej częstotliwości oryginalnego wiersza. Transformacja taka wykonywana jest dla wszystkich wierszy obrazu, w jej wyniku (rys. 1) otrzymujemy przeskalowany obraz o niezmienionej wysokości i szerokości zmniejszonej o połowę (L) oraz podpasmo składowych wysokiej częstotliwości wyznaczonych w kierunku poziomym (H). Następnie analogiczne przekształcenie wykonywane jest dla kolumn obrazu zbudowanego z wierszy obrazu po transformacji (rys. 1).

Wynikiem transformacji falkowej rzędu 1 jest dekompozycja obrazu na podpasma, przestrzennie rozmieszczone tak jak na rys. 1, reprezentujące: LL – składową niskiej częstotliwości obrazu w kierunkach poziomym i pionowym, czyli praktycznie obraz o 2-krotnie mniejszej rozdzielczości od obrazu sprzed transformacji, LH – składową niskiej częstotliwości w kierunku poziomym i wysokiej w pionowym, HL – składową wysokiej częstotliwości w kierunku poziomym i niskiej w pionowym oraz HH – składową wysokiej częstotliwości w obu kierunkach.

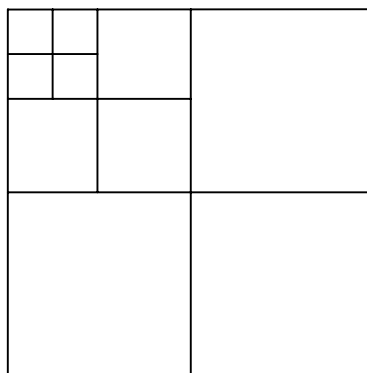


Rys. 1. Transformacja falkowa rzędu 1

Fig. 1. The wavelet transform (1-level)

Transformacje falkowe wyższych rzędów otrzymuje się stosując cyklicznie transformację rzędu 1 do podpasma LL otrzymanego w wyniku poprzednich transformacji (dla rzędu 3 rys. 2). Należy tutaj zaznaczyć, że w wyniku transformacji falkowej rzędu R otrzymujemy reprezentację obrazu w $R+1$ różnych poziomach rozdzielczości, tj. obraz sprzed transformacji (reprezentowany przez podpasma LL, LH, HL i HH transformacji rzędu 1) oraz podpasma LL kolejnych transformacji. W typowym przypadku stosowana jest transformacja falkowa rzędu 5, przy czym wybór rzędu transformacji oraz decyzja, czy transformację w ogóle przeprowadzać, dokonywane są w koderze.

Kolejnym krokiem, po ewentualnym wstępnym przetworzeniu składowych oraz transformacji falkowej kafelka składowej, jest kwantyzacja skalarna kafelka składowej. W przypadku kompresji stratnej różne kwantyzatory stosowane są dla różnych podpasem kafelka.



Rys. 2. Transformacja falkowa rzędu 3

Fig. 2. The wavelet transform (3-level)

Dla kompresji bezstratnej krok kwantyzacji wynosi zawsze 1 i kwantyzacja nie zmienia wartości współczynników transformacji ani pikseli składowej w przypadku, gdy nie przeprowadzono transformacji falkowej. W wyniku kwantyzacji kafelka składowej otrzymujemy macierz, zwaną dalej kafelkiem po kwantyzacji, w której nadal wyróżnia się podpasma powstałe na skutek wcześniejszego przeprowadzenia transformacji falkowej. W kolejnych krokach algorytmu kafelek po kwantyzacji podlega 2-etapowemu procesowi kodowania.

W pierwszym etapie kodowania kafelka po kwantyzacji podpasma kafelka są dzielone na bloki kodowe przez nałożenie siatki prostokątnej na cały kafelek po kwantyzacji, a wła-

ściwie na wszystkie kafelki po kwantyzacji całego obrazu. Nie wymaga się, by krawędzie pasm kafelka pokrywały się z krawędziami bloków kodowych, a więc rozmiar bloków leżących na brzegach podpasm kafelka może być mniejszy niż bloków wewnętrznych. Rozmiar bloków wewnętrznych jest parametrem procesu kodowania, standard definiuje ograniczenia: szerokość i wysokość bloku jest całkowitą potęgą liczby 2 (typowo wynosi 64), iloczyn szerokości i wysokości wynosi nie więcej niż 2^{12} . Poszczególne bloki kodowe są kodowane niezależnie od siebie, co umożliwi późniejsze selektywne dekodowanie wybranych fragmentów obrazu. Kodowanie wykonywane z użyciem arytmetycznego kodera entropijnego MQ-coder znanego z algorytmu JBIG2 [14]. Co więcej, dany blok kodowy dekomponowany jest na, kodowane osobno, lecz już nie niezależnie od siebie, płaszczyzny bitowe, a kodowanie każdej z płaszczyzn bitowych wykonywane jest w trzech przebiegach. W przypadku kompresji bezstratnej ciągi bitów uzyskane we wszystkich przebiegach kodowania dla wszystkich płaszczyzn bitowych bloku kodowego umieszczane są w skompresowanym obrazie. W kompresji stratnej przebiegi kodowania płaszczyzn składających się z mniej znaczących bitów podpasm kafelka po kwantyzacji mogą zostać odrzucone. Realizowany w wyżej opisany sposób proces kompresji płaszczyzn bitowych bloku kodowego pozwala na uwzględnienie preferencji kodowania (większa szybkość kompresji czy lepszy współczynnik kompresji, większa odporność na błędy transmisji skompresowanego obrazu czy lepszy współczynnik kompresji). Możliwe jest również zdefiniowanie w obrazie obszarów szczególnie istotnych, tzw. regionów zainteresowania (ang. Region Of Interest, ROI), a następnie transmisja progresywna względem ROI, a dla kompresji stratnej kodowanie ROI z lepszą jakością rekonstrukcji lub nawet bezstratne [1, 4, 13, 16].

W drugim etapie kodowania ciągi bitów uzyskane w przebiegach kodowania płaszczyzn bitowych bloków kodowych grupowane są w tzw. pakiety. W JPEG2000 dla obrazu definiuje się jedną lub więcej warstw jakości rekonstrukcji obrazu, co w przypadku zdefiniowania więcej niż jednej warstwy umożliwia transmisję progresywną względem jakości rekonstrukcji. Przebiegi kodowania płaszczyzn bitowych bloków kodowych przypisywane są do zdefiniowanych warstw jakości lub dla kompresji stratnej warunkowo odrzucane, co obok kwantyzacji jest drugim podstawowym mechanizmem umożliwiającym kontrolę przepływności strumienia bitów zawierającego skompresowany obraz. Grupowanie bloków kodowych wchodzących w skład danego pakietu nie jest dowolne. Poszczególne podpasma kafelka dzielone są na prostokątne obszary, określane w standardzie jako precints, zawierające jeden lub więcej bloków kodowych. Każdy z bloków kodowych podpasma musi w całości zawierać się w jednym z precints, a sposób podziału podpasm na obszary precints jest zależny od poziomu rozdzielczości odpowiadającego danemu podpasmu. Taki podział umożliwia efektywną transmisję progresywną względem rozdzielczości, jak również w pewnym zakresie swobodny dostęp do fragmentów obrazu bez dekompresji całego obrazu. Pakiet

zawiera wszystkie przebiegi kodowania płaszczyzn bitowych należące do danej warstwy jakości danego precint, a zatem pojedynczy precint zakodowany będzie w tylu pakietach, ile warstw jakości zdefiniowano dla obrazu.

Istotą drugiego etapu kodowania jest podział danych obrazowych na pakiety, wykonywany jednocześnie dla kilku kryteriów. Pojedynczy pakiet opisuje dane obrazowe związane z konkretnym obszarem kafelka składowej, konkretnym poziomem rozdzielczości i konkretną warstwą jakości. Sposób grupowania zakodowanych płaszczyzn bitowych bloków kodowych w pakiety oraz kolejność umieszczenia pakietów w strumieniu bitów opisującym cały zakodowany obraz zależne są od preferencji kodowania. Odpowiedni dobór tej kolejności umożliwi na przykład, aby transmisja zakodowanego obrazu była progresywna względem jakości albo rozdzielczości.

5. Porównanie wyników algorytmów

W niniejszym punkcie zestawiono współczynniki kompresji uzyskiwane przez wybrane algorytmy kompresji obrazów medycznych. Wyniki prezentowane w tabeli 1 zaczerpnięto z [3], za zgodą Davida A. Clunie, któremu w tym miejscu autor niniejszej publikacji składa wyrazy wdzięczności. Wyniki te uzyskano dla zestawu obrazów testowych wielokrotnie większego, niż zestawy spotykane w typowych badaniach, tj. dla 2922 obrazów medycznych klas X-ray, CT, MR oraz USG (w pełnym zestawie 3679 obrazów użytym w [3] wyróżniono około 20 klas i podklas obrazów medycznych).

Współczynniki kompresji zamieszczone w tabeli 1 wyznaczone są jako n/k , gdzie n oznacza rozmiar (liczbę bajtów) nieskompresowanego pliku zawierającego obraz, a k rozmiar obrazu po skompresowaniu (również liczba bajtów). Przy wyliczaniu rozmiaru nieskompresowanego obrazu nie uwzględnia się ani nominalnej głębi obrazu ani faktycznej głębi konkretnego obrazu, lecz rzeczywistą liczbę bajtów zajmowaną w pliku przez piksele obrazu.

W nieskompresowanych obrazach binarnie zakodowana jasność piksela jest uzupełniana zerami do granicy pełnego bajta, a zatem w obrazie o nominalnej głębi 8 bitów na piksel każdy piksel zakodowany jest na jednym bajcie, dla obrazów o głębiach 9-16 bitów każdy piksel zajmuje 2 bajty. Wartość tak zdefiniowanego współczynnika mówi nam, ile razy zmniejszy się rzeczywisty rozmiar pliku z obrazem po zastosowaniu kompresji.

W tabeli 1 zawarto średnie współczynniki kompresji dla obrazów klas CT, MR, USG, oraz X-ray. Średnią z tych wartości, reprezentującą przeciętny dla danego algorytmu współczynnik kompresji obrazów medycznych zawarto w kolumnie oznaczonej Med. W zestawieniu zawarto wyniki następujących algorytmów:

- RLE – algorytm DicomRLE, zamieszczono wyniki jedynie dla obrazów o 8-bitowej głębi jasności, tj. dla obrazów USG,
- GZIP – algorytm GnuZip, słownikowy algorytm kompresji ogólnego przeznaczenia, tj. nie przeznaczony do kodowania obrazów,
- S+P – bezstratny wariant algorytmu S+P, wyniki zamieszczono dla kodera entropijnego opartego o kody Huffmana (H) oraz o koder arytmetyczny (A),
- PNG – standard PNG,
- LJPG – standard Lossless JPEG, zamieszczono wyniki dla wariantu kodowania z użyciem najlepszego z dostępnych w algorytmie predyktorów,
- JPEG2000 – standard JPEG2000,
- CALIC – algorytm CALIC, wyniki zamieszczono dla kodera entropijnego opartego na kodach Huffmana (H) oraz na koderze arytmetycznym (A),
- JPEG-LS – standard JPEG-LS.

Tabela 1

Współczynniki kompresji algorytmów

Algorytm	Klasa obrazów				
	CT	MR	USG	X-ray	Med
RLE	—	—	1.79	—	—
GZIP	2.25	2.30	2.53	1.99	2.27
S+P(H)	3.19	3.15	1.52	2.16	2.51
PNG	2.64	2.54	3.04	2.18	2.60
S+P(A)	3.72	3.71	1.68	2.28	2.85
LJPG	3.29	2.97	2.38	2.76	2.85
JPEG2000	3.88	3.63	2.97	3.14	3.41
CALIC(H)	3.79	3.59	3.20	3.12	3.43
JPEG-LS	4.00	3.59	3.39	3.15	3.53
CALIC(A)	4.01	3.72	3.50	3.23	3.62

6. Wnioski

Wyniki badań, zaprezentowane w pracach [3, 5, 6, 7], standard DICOM [8] oraz cechy użytkowe ww. algorytmów pozwalają na poczynienie poniższych obserwacji.

Duży wpływ na to, czy algorytm będzie praktycznie stosowany, czy też nie, ma istnienie standardów opisujących dany algorytm. Ma to znaczenie dla użytkownika systemu medycznego – dzięki standardom urządzenia różnych producentów są ze sobą kompatybilne. Ma to znaczenie również dla producenta urządzeń, w których korzysta się z kompresji – łatwiej tutaj zastosować algorytm, dla którego dostępne są implementacje referencyjne i obszerna dokumentacja, łatwiej zdobyć zaufanie klienta.

Obecnie do kompresji bezstratnej obrazów medycznych stosuje się przede wszystkim algorytm Lossless JPEG, algorytm DICOM RLE, oraz uniwersalne algorytmy kompresji nie przystosowane do kompresji obrazów (w DICOM stosuje się algorytm Deflate [9, 34, 36]). Algorytm Lossless JPEG stosowany jest ze względu na to, że obejmuje go standard (a właściwie standardy JPEG i DICOM), oraz ponieważ nadaje się do kompresji obrazów o gęstościach jasności większych niż 8 bitów na piksel. Za algorytmami DICOM RLE i Deflate przemawia jedynie to, że są obecne w standardzie DICOM.

Standard DICOM jest prawdopodobnie jedynym powszechnie uznawanym standardem dotyczącym medycznych urządzeń PACS definiującym algorytmy kompresji obrazów medycznych. Jest to obszerny standard obejmujący bardzo szeroki zakres aspektów komunikacji pomiędzy urządzeniami medycznymi. Definiuje on m.in. protokoły komunikacyjne, formaty danych oraz algorytmy kompresji. Jako algorytmy kompresji obrazów do standardu włączane są algorytmy już będące uznanymi standardami kompresji obrazów. Obecna wersja standardu (3.1) zawiera algorytmy kompresji bezstratnej obrazów: Lossless JPEG, DICOM RLE oraz niedawno włączony do standardu algorytm JPEG-LS [9]. Tzw. profile aplikacji zawarte w standardzie DICOM, które kojarzą algorytmy kompresji z poszczególnymi klasami danych medycznych, nie uwzględniają jeszcze algorytmu JPEG-LS. Co więcej, dla obrazów CT i MR standard zaleca wykorzystanie algorytmu Lossless JPEG w sposób nieefektywny (zaleca się użycie wyłącznie predyktora nr 1, co skutkuje uzyskiwaniem gorszych współczynników kompresji, niż przy zastosowaniu pozostałych predyktorów), dla obrazów USG zaleca użycie nieefektywnego algorytmu RLE.

Obecnie najlepsze średnie współczynniki kompresji obrazów medycznych uzyskuje, podobnie jak w przypadku naturalnych obrazów, algorytm CALIC w wariacie z arytmetycznym koderem entropijnym. Jest to jednocześnie algorytm na tyle złożony czasowo, że stosowany jest raczej do wyznaczania współczynników kompresji możliwych do uzyskania w bezstratnej kompresji obrazów, niż do praktycznie stosowanej kompresji obrazów.

W [3] zaleca się wprost pełne włączenie do standardu DICOM algorytmów JPEG-LS i JPEG2000. Oba algorytmy już są standardami. Oba algorytmy uzyskują zbliżone średnie współczynniki kompresji obrazów medycznych niewiele (odpowiednio o około 2.3% i 5.8%) gorsze od algorytmu CALIC w wariacie z arytmetycznym koderem entropijnym, a jednocześnie lepsze od pozostałych algorytmów. Złożoność czasowa algorytmu JPEG-LS jest niewielka, zbliżona do algorytmów FELICS i Lossless JPEG, a współczynniki kompresji uzyskiwane przez JPEG-LS są lepsze średnio o około 20% od współczynników algorytmów starszych: FELICS, Lossless JPEG, S+P i PNG. Algorytm JPEG2000 ma większą złożoność czasową niż JPEG-LS (m.in. ze względu na zastosowanie arytmetycznego kodera entropijnego), lecz mniejszą od algorytmu CALIC w wariacie z arytmetycznym koderem entropijnym. JPEG2000 ma również większą złożoność pamięciową (w JPEG-LS pamięta się

2 wiersze obrazu, w JPEG2000 cały obraz). Użyteczność algorytmu JPEG2000 do kompresji bezstratnej obrazów medycznych wynika z dodatkowych możliwości zdefiniowanych w standardzie JPEG2000, wykraczających poza zastosowanie algorytmu wyłącznie do kompresji i dekompresji obrazu jako całości.

Zastosowanie algorytmów takich, jak JPEG-LS i JPEG2000 pozwala na kilkakrotne zmniejszenie objętości zbioru zawierającego obraz medyczny. W zależności od klasy obrazów medycznych obserwujemy zmniejszenie od 3 do 4 razy, średnio około 3.5 raza. Algorytmy starsze, takie jak Lossless JPEG czy PNG [35], są wyraźnie gorsze (2.2 – 3.3 razy), najslabsze są algorytmy uniwersalne oraz algorytm DICOM RLE.

Poszczególne klasy obrazów medycznych różnią się między sobą na tyle, że dla różnych klas lepsze okazują się różne algorytmy, jednak różnice względnych wyników algorytmów pomiędzy klasami są niewielkie, tj. algorytmy dobre dla jednej z klas, będą również dobre dla innych klas. Podobną obserwację można poczynić w przypadku porównania wyników dla obrazów medycznych i naturalnych – algorytmy dobre dla obrazów w stopniach szarości, sprawdzają się dla obrazów medycznych i vice versa. Niniejsza obserwacja tłumaczy to, że nie ma obecnie algorytmów kompresji obrazów przeznaczonych wyłącznie dla obrazów medycznych.

7. Podsumowanie

Przeprowadzono krótki przegląd algorytmów z zakresu bezstratnej kompresji statycznych obrazów medycznych oraz wybranych zagadnień z tymi algorytmami związanych. Szczególną uwagę zwrócono na standardy bezstratnej kompresji obrazów oraz standard DICOM dotyczący medycznych systemów PACS. Uwzględniono również inne algorytmy praktycznie stosowane do kompresji obrazów medycznych lub badań nad kompresją obrazów medycznych. Przedstawiono ogólną charakterystykę najczęściej spotykanych klas obrazów medycznych, wyróżniając te cechy omawianych klas, które są istotne przy konstrukcji lub wyborze algorytmu kompresji należących do nich obrazów. Przeprowadzony przegląd literatury dotyczącej bezstratnych algorytmów kompresji obrazów stosowanych w medycynie, w tym porównań wyników kompresji dla różnych algorytmów i różnych klas obrazów medycznych, prowadzi do następujących wniosków:

Istnieje wiele powodów, różnej natury, które uniemożliwiają stosowanie algorytmów kompresji stratnej dla większości klas obrazów medycznych używanych w celach diagnostycznych. Z drugiej strony liczba takich obrazów wymagających transmisji i składowania rośnie, a wraz z nią rośnie potrzeba stosowania kompresji danych, czyli w tym przypadku bezstratnej kompresji obrazów medycznych.

Nie ma obecnie bezstratnych algorytmów kompresji przeznaczonych wyłącznie dla obrazów medycznych, gdyż algorytmy kompresji szerszych klas obrazów sprawdzają się również w kompresji obrazów medycznych. Nie wyklucza to jednak opracowania w przyszłości takich algorytmów lub wariantów podstawowych algorytmów, o parametrach dobranych dla konkretnych klas obrazów medycznych.

Współczynnik kompresji uzyskiwany przez algorytm nie jest jedynym kryterium oceny jego przydatności, dlatego też obecnie stosuje się nie algorytmy najlepsze pod względem uzyskiwanych współczynników kompresji, lecz takie, które praktyczną popularność zyskały między innymi dzięki istnieniu standardów je opisujących. W dającej się przewidzieć przyszłości do kompresji obrazów medycznych najczęściej stosowane będą najprawdopodobniej algorytmy JPEG-LS i JPEG2000, które uzyskują współczynniki kompresji istotnie lepsze od pozostałych popularnych obecnie algorytmów, przewyższając je również pod względem innych cech użytkowych i jednocześnie są najnowszymi standardami bezstratnej kompresji obrazów.

***Podziękowanie.** Artykuł niniejszy powstał w wyniku projektu badawczego nr BW-472/RAu2/2003 zrealizowanego w roku 2003 w Instytucie Informatyki Politechniki Śląskiej.*

LITERATURA

1. Adams M. D.: The JPEG-2000 Still Image Compression Standard, ISO JPEG Working Group Document ISO/IEC JTC 1/SC 29/WG 1 N 2412, September 2001.
2. Boliek M., Zandi A.: CREW: lossless/lossy image compression – contribution to ISO/IEC JTC 1.29.12. ISO Working Document ISO/IEC JTC1/SC29/WG1 N196 (1995).
3. Clunie D. A.: Lossless compression of grayscale medical images - effectiveness of traditional and state of the art approaches. SPIE Medical Imaging, Feb 2000, San Diego, USA.
4. Christopoulos C., Skodras A., Ebrahimi T.: The JPEG2000 Still Image Coding System an Overview. IEEE Transactions on Consumer Electronics, November 2000, Vol. 46(4), pp. 1103-27.
5. Carpentieri B., Weinberger M. J., Seroussi G.: Lossless compression of Continuous-Tone Images. Proceedings of the IEEE, November 2000, Vol 88(11), pp. 1797-809.
6. Denecker K., Van Assche S., Philips W., Lemahieu I.: State of the art concerning Lossless Medical Image Coding. IEEE Prorisc Workshop CSSP-97, Nov. 1997, pp. 100-5.
7. Denecker K., Van Overloop J., Lemahieu I.: An experimental comparison of several lossless image coders for medical images. Proc. of the Data Compression Industry Workshop, Snowbird, Utah, USA, Mar. 1997, s. 67-76.

8. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). National Electrical Manufacturers Association, 1300 N. 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209 USA, 2001.
9. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 5: Data Structures and Encoding (PS 3.5-2001). National Electrical Manufacturers Association, 1300 N. 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209 USA, 2001.
10. Drozdek A.: Wprowadzenie do kompresji danych. WNT, Warszawa 1999.
11. Howard P. G., Vitter J. S.: Fast and efficient lossless image compression. Proceedings DCC '93. IEEE Comput. Soc. Press Los Alamitos, CA, USA, pp. 351-60.
12. ISO/IEC JTC1/SC29 WG1 FCD 14495, public draft: Lossless and near-lossless compression of continuous-tone still images (JPEG-LS). ISO Working Document ISO/IEC JTC1/SC29/WG1 N522, July 1997.
13. ISO/IEC JTC1/SC29 WG1 (ITU-T SG8), FCD 15444-1, JPEG2000 Part I Final Committee Draft Version 1.0: JPEG2000 Image Coding System, 16 March 1997.
14. ISO/IEC JTC1/SC29 WG1 (ITU-T SG8), FCD 14492, Final JBIG Committee Draft: Information Technology – Coded Representation of Picture and Audio Information – Lossy/Lossless Coding of Bi-Level Images. 16 July 1999.
15. Langdon G., Gulati A., Seiler E.: On the JPEG model for lossless image compression. Proceedings DCC'92, IEEE Comput. Soc. Press Los Alamitos, USA 1992, pp. 172-80.
16. Marcellin M. W., Gormish M. J., Bilgin A., Boliek M. P.: An Overview of JPEG-2000. Proceedings IEEE DCC'2000, March 2000, pp. 523-44.
17. Robinson J. A.: Efficient general-purpose image compression with binary tree predictive coding. Communications of the ACM, vol. 34, no. 4, pp. 30-40, April 1997.
18. Sayood K.: Kompresja danych wprowadzenie. RM, Warszawa 2002.
19. Skarbek W.: Metody reprezentacji obrazów cyfrowych. Akademicka Oficyna Wydawnicza PLJ, Warszawa 1993.
20. Praca zbiorowa pod redakcją W. Skarbka: Multimedia algorytmy i standardy kompresji. Akademicka Oficyna Wydawnicza PLJ, Warszawa 1998.
21. Said A., Pearlman W. A.: Reversible image compression via multiresolution representation and predictive coding. Visual Communications and Image Processing '93, Proceedings of SPIE, Vol.: 2094, s. 664-74.
22. Said A., Pearlman W. A.: An Image Multiresolution Representation for Lossless and Lossy Image Compression. IEEE Trans. on Image Proc., Sept. 1996, vol. 5, pp. 1303-10.
23. Starosolski R.: Algorytmy bezstratnej kompresji obrazów. Studia Informatica, Vol. 23, Nr 4(51), ss. 277-300, Gliwice 2002.
24. Starosolski R.: Algorytmy bezstratnej kompresji danych. Studia Informatica, Vol. 24, Nr 1(52), ss. 137-58, Gliwice 2003.

25. Taubman D.: High Performance Scalable Image Compression With EBCOT. Proc. IEEE Int. Conference Image Processing, Vol.III, pp. 344-348, Kobe, Japan, October 1999.
26. Taubman D.: High Performance Scalable Image Compression With EBCOT, IEEE Trans. Image Processing, Vol. 9, No. 7, pp. 1158-1170, July 2000.
27. Wallace G. K.: The JPEG Still Picture Compression Standard. Communications of the ACM, April 1991, Vol 34(4), pp. 30-44.
28. Witten I. H., Moffat A., Bell T. C.: Managing Gigabytes. Van Nostrand Reinhold, 1994.
29. Weinberger M. J., Seroussi G., Sapiro G.: LOCO-I: A low complexity, context-based, lossless image compression algorithm. Proceedings DCC'96. IEEE Comput. Soc. Press Los Alamitos, CA, USA 1996, pp. 140-9.
30. Weinberger M. J., Seroussi G., Sapiro G.: From LOCO-I to the JPEG-LS standard. Proc. of the 1999 IEEE Int. Conference on Image Processing, Kobe, Japan, October 1999.
31. Weinberger M. J., Seroussi G., Sapiro G.: The LOCO-I lossless image compression algorithm: Principles and standardization into JPEG-LS. IEEE Trans. Image Processing, August 2000, Vol 9(8), pp. 1309-24.
32. Wu X.: An Algorithmic Study on Lossless Image Compression. Proceedings of the IEEE DCC'96, USA, Mar. 1996, pp. 150-9.
33. Wu X.: Efficient Lossless Compression of Continuous-tone Images via Context Selection and Quantization. IEEE Trans. on Image Processing, May 1997, Vol. IP-6, pp. 656-64.
34. Algorithm Deflate, dokument dostępny jako: RFC 1951.
35. W3C Recommendation: PNG (Portable Network Graphics) Specification, Version 1.0, 1 October 1996, dokument dostępny z: <http://www.w3.org/TR/REC-png.html>.
36. Dokumentacja biblioteki ZLIB, dostępna z: <ftp://ftp.uu.net/pub/archiving/zip/zlib/>.

Recenzent: Dr hab. inż. Ewa Piętka Prof. Pol. Śląskiej

Wpłynęło do Redakcji 30 stycznia 2004 r.

Abstract

In this paper we present a brief overview of lossless medical image compression algorithms. We overview both algorithms that are considered to be standards in medical image transmitting and archiving systems and other algorithms used for compressing medical images in practice and in medical image compression research. One of the most complex algorithms, the new JPEG2000 standard, is described in detail. We also generally describe main classes of medical images, distinguishing features, which are crucial in development

and selection of algorithms appropriate for compressing images belonging to those classes. After reviewing features and performance of numerous algorithms we conclude that algorithms JPEG-LS and JPEG2000 will probably become most popular medical image compression algorithms.

Adres

Roman STAROSOLSKI: Politechnika Śląska, Instytut Informatyki, ul. Akademicka 16, 44-101 Gliwice, Polska, rstaros@star.iinf.polsl.gliwice.pl .