

# Falkowa interaktywna kompresja obrazów

Piotr Augustyniak

Akademia Górniczo-Hutnicza, al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, august@agh.edu.pl

**Streszczenie:** Artykuł przedstawia metodę kompresji obrazów z wykorzystaniem transformacji falkowej. Prezentowane rozwiązanie jest oparte na ciągłym pomiarze położenia gałki ocznej obserwatora, a nie zawartości kompresowanego obrazu. Jest to więc metoda subiektywna przeznaczona do kompresji obrazu obserwowanego w czasie rzeczywistym, a nie do obrazów archiwizowanych. Nieinwazyjny pomiar położenia gałki ocznej jest źródłem współrzędnych strefy zainteresowania obserwatora, które są wysyłane do zdalnego systemu akwizycji i kompresji obrazu. Kompresja polega na zachowaniu pełnej rozdzielczości obrazu w zakresie strefy zainteresowania obserwatora, i stopniowym jej zmniejszaniu w miarę oddalania się od krawędzi strefy.

## 1, Koncepcja strefy skupienia uwagi

Koncepcja strefy zainteresowania obserwatora wywodzi się z fizjologii narządu wzroku, a szczególnie z niejednorodnej gęstości rozmieszczenia fotoreceptorów siatkówki [1]. Systemy wizyjne niezależne od obserwatora dostarczają obrazu charakteryzowanego przez identyczną jakość w dowolnym jego miejscu [2-5]. System adaptacyjnej kompresji obrazu korzysta z możliwości dostarczenia obrazu o lokalnie obniżonej jakości w rejonach leżących poza strefą zainteresowania. Dostarczenie obrazu o niższej jakości - osiągnięte poprzez redukcję informacji o szczegółach - pozostaje niezauważone przez obserwatora tak długo, jak projekcja fragmentów obrazu leżących poza strefą zainteresowania w układzie optycznym oka trafia na obszary siatkówki o mniejszej gęstości fotoreceptorów [6].

Stała ruchliwość gałki ocznej związana z procesem pozyskiwania informacji przez system wzrokowy wymaga ciągłego uaktualniania pozycji gałki ocznej. Podczas ruchu gałki ocznej dla każdego kolejnego obrazu strefa zainteresowania obserwatora wyznaczana jest w innym miejscu, proces kompresji przebiega z użyciem innych współrzędnych. Ponieważ częstotliwość uaktualniania obrazów wyznaczona przez stosowany system wizyjny wynosi 25 Hz (tj. raz na 40 ms), pozycja gałki ocznej powinna być uaktualniana z tą właśnie częstotliwością. Zastosowanie systemu kompresji, którego działanie jest uzależnione od interakcji z obserwatorem, pomimo ograniczenia uniwersalności metody, może być rozważane w szerokiej gamie aplikacji począwszy od wąskopasmowych systemów zdalnego nadzoru wizyjnego, poprzez kontrolę ruchu i systemy wideotelefoniczne aż do bezałogowych sond kosmicznych. Metoda kompresji posługuje się trzema parametrami wyznaczającymi:

- kształt strefy zainteresowania (okrągły lepiej odpowiada warunkom fizjologicznym, podczas gdy kwadratowy jest łatwiejszy do implementacji),
- stopień i dziedzinę uproszczenia obrazu poza strefą zainteresowania (redukcja rozdzielczości, dynamiki i barwy),
- rozmiar strefy zainteresowania zależny od odległości monitora wyświetlającego od oka obserwatora [7-9].

## 2. Technika redukcji danych

Poszukiwanie nowego celu skupienia uwagi jest uwarunkowane jakością obrazu poza bieżącą strefą zainteresowania. Dlatego redukcja informacji w tej strefie powinna być oparta na algorytmach skalowania, a nie tylko prostej decymacji (podpróbki) obrazu. W tej roli dobrze sprawdzają się filtry falkowe, które przy przestrzeganiu ortonormalności bazy dekompozycji dokonują bezstratnego podziału pasma obrazu na dwie połowy [10]. Dzięki

temu możliwe jest przesłanie całego obrazu w zredukowanej rozdzielczości, a następnie uzupełnienie go szczegółami należącymi do wyższych pasm tylko w obszarze strefy zainteresowania. Obrazy, podobnie jak krótkie sygnały, wymagają stosowania falek analizujących o nośnikach zwartych stosunkowo małej długości, co redukuje zasięg efektu brzegowego na obrazie. Użycie falek o zbyt krótkich nośnikach powoduje z kolei niewystarczającą separację sąsiadujących skal, co w przypadku obrazów może prowadzić do uwypuklenia mało istotnych szczegółów. W wyniku kompromisu uwzględniającego wszystkie powyższe uwagi wybrano falę Daubechies 5 rzędu [11].

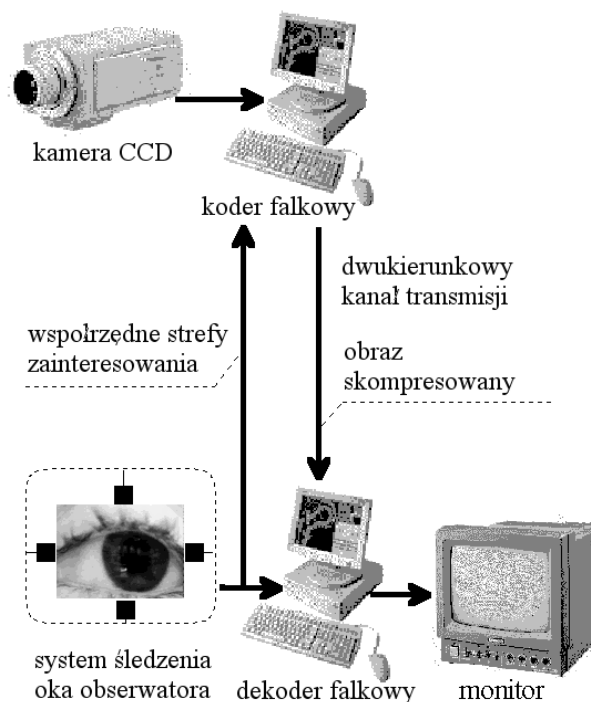
### 3. System okoruchowy

Nieinwazyjność jest podstawowym wymaganiem stosowanego systemu okoruchowego. Ponieważ śledzenie pozycji gałki ocznej jest prowadzone podczas aktywnej obserwacji sceny, może być zastosowana każda technika nie ograniczająca obserwatora. Nie jest wymagana wysoka prędkość ani szczególna dokładność pozycjonowania gałki ocznej, co stwarza możliwość zastosowania dowolnego taniego systemu okoruchowego opartego na analizie sekwencji obrazów wideo lub na pomiarze różnicowym natężenia światła w zakresie bliskiej podczerwieni odbitego od gałki ocznej. W opisywanym kompresorze zastosowano system Ober-2 [12-14] oparty na drugiej z wymienionych zasad, pracujący z wiązką światła 940 nm o natężeniu 5mW o częstotliwości 50 Hz i pozwalający na uzyskanie dokładności pozycjonowania gałki ocznej rzędu 0,02 deg.

### 4. Struktura systemu i przepływ informacji

Podstawowa struktura systemu kompresji składa się z (rys. 1):

- kamery wysokiej rozdzielczości do akwizycji obrazu
- adaptacyjnego kodera falkowego
- dwukierunkowego kanału łączności
- dekodera falkowego i monitora wyświetlającego obraz,
- systemu pozycjonowania gałki ocznej.



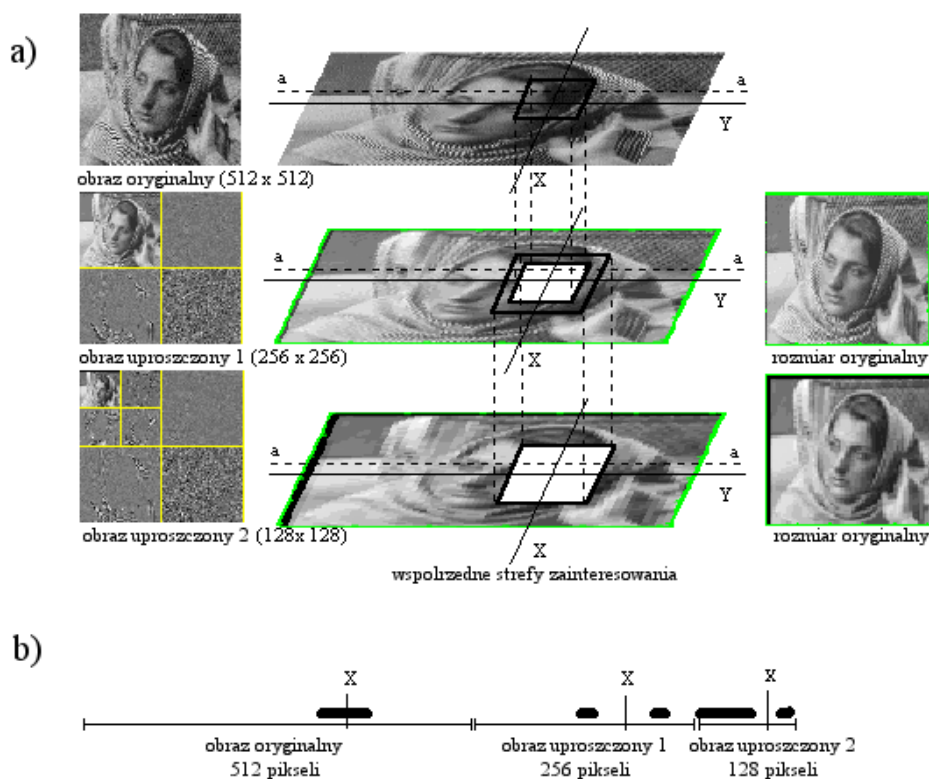
Rys. 1. Schemat blokowy falkowej adaptacyjnej kompresji obrazów

Ponieważ znacząca część obrazu jest transmitowana z rozdzielczością czterokrotnie mniejszą od oryginalnej zastosowanie systemu adaptacyjnego pozwala uzyskać współczynnik kompresji zbliżony do 16. W praktyce, wartość ta zależy od rozmiaru strefy zainteresowania obserwatora i w opisywanym systemie prototypowym wynosiła 12. Wątpliwości może budzić konieczność stosowania dwukierunkowego kanału łączności, ale ponieważ strumień informacji związany z pozycjonowaniem gałki ocznej nie przekracza 100 bps, sumaryczna ilość przesyłanych informacji jest znacznie zredukowana w porównaniu z transmisją wideo bez kompresji.

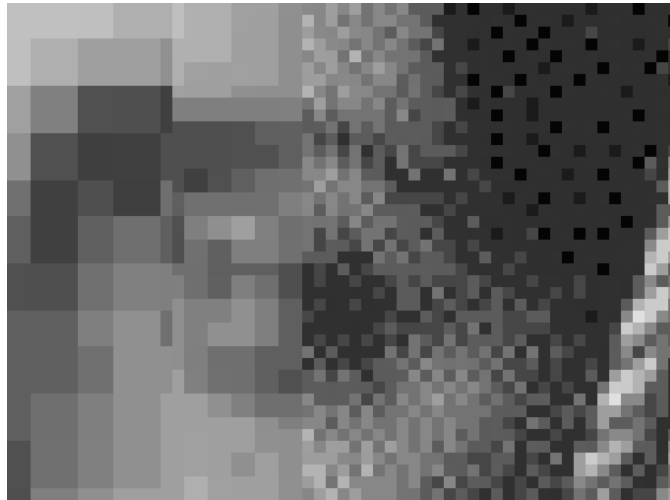
### 5. Zawartość obrazu skompresowanego.

Zakładając akwizycję obrazu monochromatycznego o rozdzielczości 512 x 512 pikseli, dokonywana jest dwukrotne przeskalowanie obrazu prowadzące do uzyskania wersji uproszczonych o rozdzielczości odpowiednio: 256 x 256 i 128 x 128 pikseli. Przeskalowanie jest wykonywane z użyciem banku ortogonalnych filtrów falkowych zapewniających wysoką jakość obrazu. Następnie treść obrazu jest pobierana wierszami (co odpowiada skanowaniu liniowemu w telewizji). W zależności od pozycji i atrybutów krawędzi strefy zainteresowania do obrazu skompresowanego zaliczane są:

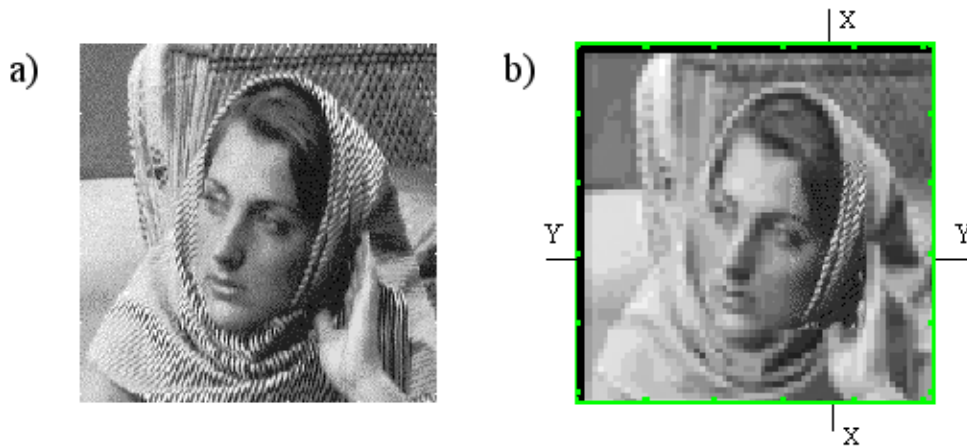
- pojedyncze piksele drugiego uproszczonego obrazu (o rozdzielczości 128 x 128) - poza strefą zainteresowania,
- pary pikseli pierwszego uproszczonego obrazu (o rozdzielczości 256 x 256) - na granicy strefy zainteresowania,
- czwórki pikseli obrazu oryginalnego (o rozdzielczości 512 x 512) - w obrębie strefy zainteresowania,



Rys. 2. a) Szczegóły procedury kompresji i zawartość skompresowanego obrazu, b) przykładowy wektor współczynników falkowych dla wiersza a-a (trzy najwyższe skale). odcinki grubej linii oznaczają współczynniki włączone w reprezentację obrazu skompresowanego.



Rys. 3. Zbliżenie obrazu o zmiennym rozmiarze piksela na krawędzi strefy zainteresowania (powiększenie 10-krotne). Od lewej do prawej: najniższa rozdzielczość poza strefą zainteresowania (odpowiadająca obrazowi 128 x 128), rozdzielczość pośrednia na granicy strefy zainteresowania (odpowiadająca obrazowi 256 x 256) oraz najwyższa rozdzielczość wewnątrz strefy zainteresowania (odpowiadająca obrazowi 512 x 512).



Rys. 4. Porównanie obrazu oryginalnego i skompresowanego a) obraz oryginalny (512 x 512 = 262144 pikseli) b) obraz skompresowany składający się z: 4851 pikseli rozdzielczości oryginalnej, 960 pikseli pierwszego uproszczonego obrazu oraz 14655 pikseli drugiego uproszczonego obrazu (razem 20466 pikseli, współczynnik kompresji 12,8)

## 6. Dyskusja i wnioski

Głównym celem raportowanych prac było zbadanie możliwości wykorzystania sygnału okoruchowego do wskazania strefy zainteresowania obserwatora w celu adaptacji falkowego kompresora obrazów. Wykorzystano jedynie dwukrotne uproszczenie obrazu oryginalnego, a redukcja danych wizyjnych wykorzystywała jedynie zmianę rozmiaru piksela. Osiągnięcie współczynnika kompresji rzędu 12 było bardzo łatwe, co stwarza nadzieję na podwojenie jej efektywności przy zastosowaniu bardziej dopracowanej metodologii. Prototypowy system został zbudowany w oparciu o komputer PC, lecz w docelowej aplikacji bardziej właściwe wydaje się użycie procesora sygnałowego.

Przedstawiona metoda kompresji nie wykorzystuje żadnych informacji o zawartości treści wizyjnej obrazu, ani o podobieństwie obrazów w sekwencji wideo. Możliwe jest zatem jej połączenie z dotychczas używanymi metodami w celu osiągnięcia ponadprzeciętnych rezultatów.

## Literatura

- [1] R. W. Gubisch „Optical Performance of Human Eye”. J. Opt. Soc. AM 57, pp 407-415, 1967
- [2] J. W. Woods S. D. O’Neil „Subband Coding of Images” IEEE Trans. on ASSP, Vol 32 No. 5, Oct 1986.
- [3] S. Lewis G. Knowles „Image Compression Using 2-D Wavelet Transform”, IEEE Trans on Image Processing Vol 1. No. 2, pp 244-250, April 1992
- [4] N. Ranganathan S. G. Romaniuk K. R. Namuduri „A Lossless Image Compression Algorithm using Variable Block Size Segmentation”, IEEE Trans on Image Processing Vol 4. No. 10, pp 1396-1406, October 1995
- [5] Y. Zhuang „Adaptive Wavelet System for Image Representation” Proc. of ICSP’96 Beijing, Vol. 1 pp. 291-294, 1996
- [6] R. Smirnoff „Simulated Bipolar Cells in Fovea of Human Retinea” Biol. Cybern. 66, 123-135, 1991
- [7] S. French A. W. Snyder D. G. Stavenga „Image Degradation by an Irregular Retinal Mosaic” Biol. Cybern 27 pp 229-233, 1977
- [8] W. Snyder T. R. Bossomaier A Hughes „Optical Image Quality and the Cone Mosaic” Science NY 321 pp 499-501, 1986
- [9] B. Fisher H. Weber „Express Saccades and Visual Attention” Behavioral and Brain Sciences Vol. 16, pp 553-610, 1995
- [10] S. G. Mallat, „A Theory for Multiresolution Signal Decomposition: The Wavelet Representation”, IEEE Trans on PAMI, Vol. 11 No. 7, July 1989
- [11] I Daubechies „Ten Lectures on Wavelets” SIAM CBMS-NSF Regional Conference Series in Applied Mathematics, 1992
- [12] J. L. Barbur W. D. Thomson P. M. Forsyth „A New System for the Simultaneous Measurements of Pupil Size and Two-Dimensional Eye Movements” Clin. Vision Sci., 2(2), pp 131-142, 1987
- [13] J. Ober J. Hajda M. Jamicki J. Loska „System Pomiarowy Ruchu Oka Ober2 w Medycynie. Proc. Techniki Informatyczne w Medycynie UŚ, pp 123-132, 1997
- [14] Y. Yamanobe S. Taira T. Morizono „Eye Movement analysis system Using Computerized Image recognition” Arches of otolayngology Vol. 116 pp 338-341, 1990