

Paweł TURCZA¹, Mariusz DUPLAGA²¹ AGH W KRAKOWIE, Al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków² COLLEGIUM MEDICUM UNIwersYTET JAGIELLOŃSKI, Grzegórzecka 20, 31-531 Kraków**Kapsułka endoskopowa nowej generacji****Dr inż. Paweł TURCZA**

Absolwent kierunków Informatyka i Elektronika Wydziału EAIiE Akademii Górniczo-Hutniczej. Związany zawodowo z AGH od 1993 roku, tytuł doktora w dyscyplinie Elektronika uzyskał w roku 2001. Zajmuje się algorytmami przetwarzania sygnałów w zastosowaniach telekomunikacyjnych i pomiarowych oraz metodami ich efektywnej implementacji.



e-mail: turcza@agh.edu.pl

Dr med. Mariusz DUPLAGA

Pracownik naukowo-dydaktyczny Collegium Medicum UJ, doktorat z zakresu medycyny uzyskał w 1999 roku. Główne zainteresowania badawcze: zastosowanie nowoczesnych technologii w medycynie, endoskopia, e-zdrowie i telemedycyna.



e-mail: mmduplag@cyf-kr.edu.pl

Streszczenie

W artykule przedstawiono wyniki prac realizowanych w ramach projektu VECTOR finansowanego w ramach 6 Programu Ramowego Unii Europejskiej w zakresie systemów kompresji i bezprzewodowej transmisji danych i obrazu dedykowanych dla endoskopii kapsułkowej nowej generacji. Opracowany system umożliwia transmisję 24 obrazów na sekundę o rozdzielczości 320x240 przez łącze radiowe o przepustowości 2 Mbit/s. Możliwość długotrwałej pracy kapsułki ma zapewnić układ zasilania bezprzewodowego zdolny dostarczyć do 300 mW mocy.

Słowa kluczowe: Endoskopia kapsułkowa, kompresja, transmisja.

New generation capsular endoscopy**Abstract**

The paper discusses the outcomes of the European Project VECTOR FP6 concerning image compression and wireless data transmission systems dedicated to a new generation of capsule endoscopy. The overview of the developed system is given in Section 2. The image compressor algorithm, developed within the project, is presented briefly in the first part of Section 3. Next, a new adaptive entropy encoder proposed for it is discussed in detail. The new encoder, in comparison to the previous one, has much lower memory footprint, as it does not use Huffman tables. Simulation results given in Tab. 1 clearly demonstrate that the new encoder, despite its low implementation complexity, outperform the old one. The developed image compressor algorithm was implemented in a single, 65 nm ultra low-power FPGA. It operates with 24 MHz clock and it is able to process a single image frame in 8.2 ms. Its energy consumption amounts to 0.4 mJ per single compressed frame. In Section 4 a wireless transmission system for wireless capsular endoscopy is presented. In this section an improved demodulator for a wireless receiver is also proposed. Section 5 contains the conclusions.

Keywords: capsular endoscopy, image compression, transmission.

1. Wstęp

Wprowadzenie na rynek bezprzewodowej kapsułki endoskopowej przez firmę Given Imaging [1] dało początek rewolucyjnym zmianom w sposobie diagnostyki chorób przewodu pokarmowego. Obecnie endoskopia kapsułkowa ma ustaloną pozycję w praktyce klinicznej, a na rynku dostępnych jest kilka modeli kapsułek produkowanych zarówno przez Given Imaging, jak i inne firmy np.: Olympus i IntroMedic. Standardowa, bezprzewodowa kapsułka endoskopowa ma kształt i wymiary dużej pigułki (11 mm średnicy, 26 mm długości i waży ok. 3,7 g). W tej objętości zawarte są: mała kamera wykonana w technologii CMOS lub CCD i dostarczająca obraz kolorowy o stosunkowo niskiej rozdzielczości przestrzenno-czasowej (256x256 pixeli, 2 ramki na sekundę), układ oświetlający, elektronika sterująca wraz z układem bezprzewodowej transmisji danych obrazowych oraz dwie małe baterie o napięciu 1,5 V dostarczające po 20 mW mocy przez okres około 8 godzin.

Obecnie produkowane kapsułki klasyfikowane są jako pasywne, co oznacza że kapsułka przemieszcza się wewnątrz układu pokarmowego wskutek perystaltyki jelit.

Endoskopia kapsułkowa jest metodą badania przewodu pokarmowego o ograniczonej inwazyjności. Ze względu na małe rozmiary kapsułki, jest ona szczególnie przydatna w badaniach przesiewowych i diagnostycznych jelita cienkiego.

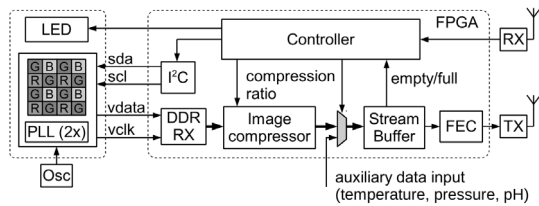
W badaniu jelita grubego kolonoskopia jest jednak ciągle tzw. złotym standardem. Wynika to z faktu, że obecnie produkowane kapsułki oferują zbyt niską rozdzielczość przestrzenno-czasową obrazu, nie pozwalają na zdalne manipulowanie kapsułką celem skierowania jej do określonej lokalizacji czy wykonywanie biopsji. Mimo to, jak pokazują badania licznych ośrodków na świecie, endoskopia kapsułkowa może stanowić cenną alternatywę badania przesiewowego jelita grubego u pacjentów, którzy nie chcą lub nie mogą poddać się badaniu kolonoskopowemu.

Obecnie prowadzone są intensywne badania i prace projektowe mające na celu skonstruowanie kapsułki endoskopowej nowej generacji. Przykładem mogą być projekty realizowane w ramach programów ramowych Unii Europejskiej: VECTOR (Versatile Endoscopic Capsule for gastrointestinal TumOr Recognition and therapy) oraz NEMO (Nano-based capsule-Endoscopy with Molecular Imaging and Optical biopsy). Nad kapsułką nowej generacji pracuje też konsorcjum firm Olympus Medical Systems Corporation i Siemens Healthcare.

W wyniku prowadzonych prac badawczych powstała koncepcja kapsułki nowej generacji, którą można określić mianem miniaturowego mobilnego robota medycznego. Koncepcja ta zakłada, że kapsułka powinna być wyposażona w: mechanizm umożliwiający lekarzowi sterowanie jej pozycją [2, 3] w celu dokładniejszego obejrzenia zmian chorobowych, układ optyczny pozwalający na obrazowanie w wąskim paśmie (ang. narrowband imaging, NBI) [4] uwiadczniające cechy unaczynienia i inne elementy błony śluzowej jelita, zestaw czujników pozwalający na pomiary temperatury, ciśnienia i kwasowości środowiska (pH) przydatne do wykrywania zmian trudnych do uwidocznienia za pomocą badań obrazowych oraz układ lokalizacji pozwalający na precyzyjne określenie pozycji kapsułki w przewodzie pokarmowym i tym samym późniejsze dokładne zlokalizowanie zaobserwowanych w nim zmian patologicznych.

Koncepcja zdalnego manipulowania kapsułką, znajdującą się w tak geometrycznie różnych środowiskach jak jelito i żołądek, przez sterowanie zewnętrznym polem magnetycznym przy użyciu robota została już pomyślnie przetestowana [2], najpierw na zwierzętach, a następnie na ochotnikach. Jednak jej praktyczna użyteczność wymaga możliwości transmisji obrazu o wysokiej rozdzielczości i niskim opóźnieniu, co z kolei wiąże się ze wzrostem stopnia skomplikowania układów elektronicznych kapsułki oraz większym zapotrzebowaniem na energię elektryczną jej układów elektronicznych, głównie układu oświetlacza i sensora obrazowego.

W niniejszym artykule przedstawiono wyniki uzyskane w trakcie realizacji projektu VECTOR dotyczące dedykowanych systemów kompresji [5] i bezprzewodowej transmisji obrazu cyfrowego [6].



Rys. 1. Schemat blokowy przetwarzania obrazu i danych w kapsułce endoskopowej
Fig. 1. Block diagram of image and data processing in wireless capsule endoscope

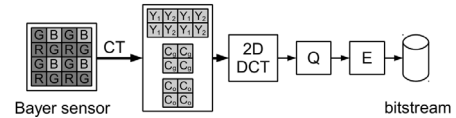
2. Budowa systemu

Schemat blokowy systemu przetwarzania danych i obrazu dla kapsułki endoskopowej nowej generacji [5] przedstawiono na rys. 1. Całość operacji przetwarzania realizowana jest sprzętowo w układzie FPGA typu iCE65L08-CC72 (SiliconBlue) wykonanym w technologii 65 nm, który umieszczony jest w obudowie uBGA o bardzo małych wymiarach (4,38 mm×4,79 mm). Zdjęcia wnętrza przewodu pokarmowego dostarczane są przez sensor obrazowy o podwyższonej dynamice i rozdzielczości 320×240 pixeli. Został on zaprojektowany [7] i wykonany w technologii CMOS 130 nm w ramach projektu VECTOR specjalnie dla kapsułki nowej generacji. Aby zredukować rozmiar struktury krzemowej sensora i uprościć projekt płytki drukowanej, sensor został wyposażony w interfejs szeregowy typu LVDS-DDR (ang. low-voltage differential double data rate interface) o prędkości 100 Mbit/s. Tak szybki interfejs umożliwia transmisję pojedynczego obrazu w czasie 8,2 ms, co z jednej strony pozwala na swobodną transmisję 24 obrazów na sekundę, z drugiej zaś minimalizuje zjawisko upływu ładunku z matrycy sensora. Parametry pracy sensora ustawiane są za pomocą interfejsu szeregowego I²C. Sensor obrazowy współpracuje z układem oświetlacza (LED), który umożliwia pracę w trzech trybach: światła białego, wąskopasmowego (NBI) oraz podczerwieni.

Niestety, efektywność emisyjna anteny, która pracuje w środowisku o dużej przewodności (tkanka) i której wymiary są znacznie mniejsze od długości emitowanej fali jest bardzo niska – ok. 0,16% dla anteny mikropaskowej, tj. ok. 2 μW [8]. Równocześnie tłumienie fal radiowych przez tkankę jest stosunkowo duże. Powoduje to konieczność pracy w tzw. polu bliskim, co oznacza że transmisja odbywa się głównie poprzez sprzężenie magnetyczne nadajnik-odbiornik, a nie elektromagnetyczne jak w zastosowaniach standardowych. W takich warunkach oraz dodatkowo przy ograniczeniach dysponowanej mocy, maksymalna uzyskiwana prędkość transmisji wynosi ok. 2 Mbit/s [6].

Pełne wykorzystanie możliwości zdalnej, precyzyjnej manipulacji kapsułką poprzez sterowanie zewnętrznym polem magnetycznym przy użyciu robota i joysticka wymaga transmisji obrazu o jakości zbliżonej do tej jaką oferują endoskopy klasyczne, tj. co najmniej 20 ramek QVGA na sekundę. Ponieważ jeden obraz o rozdzielczości QVGA i formacie Bayer (surowe dane z sensora) zawiera 614 kbit danych, transmisja 20 obrazów na sekundę wymaga zastosowania kompresji obrazu o stopniu co najmniej 7. Tak wysoki stopień kompresji może być osiągnięty wyłącznie metodami kompresji stratnej. Jednak standardowe metody kompresji stratnej obrazów jak np. JPEG, JPEG2000 lub MPEG nie są odpowiednim narzędziem do tego celu. Z jednej strony przeznaczone są one do kompresji obrazów typu RGB, a nie surowych danych z sensora o matrycy typu Bayer, z drugiej zaś ich złożoność obliczeniowa jest zbyt duża. Dlatego do tego celu wykorzystuje się algorytmy dedykowane [9, 5].

Skompresowane dane są szczególnie wrażliwe na błędy transmisji. Dlatego zanim zostaną wytransmitowane są odpowiednio zabezpieczane poprzez kodowanie protekcyjne. W omawianym systemie do tego celu wykorzystano algorytm Reed'a-Solomon'a (blok FEC na rys. 1) zaimplementowaną z wykorzystaniem efektywnego algorytmu szeregowego zaproponowanego w [11].



Rys. 2. Koder transformacyjny
Fig. 2. A transform-based image coder

3. Kompresja obrazów

Każdy punkt w obrazie uzyskiwanym z matrycy Bayer reprezentuje jasność tylko jednego koloru podstawowego (R, G lub B) obrazu oryginalnego (patrz rys. 2). Mimo to, pomiędzy sąsiednimi punktami takiego obrazu obserwuje się silną korelację wzajemną. Korelację tę można usunąć, i tym samym zwiększyć stopień kompresji, poprzez transformację przestrzeni barw z Bayer-RGB do YCgCo, tj. luminancji (Y) i dwóch składowych różnicowych koloru (Cg, Co). Do tego celu w [5] wykorzystano transformację o macierzy:

$$\begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ C_g \\ C_o \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1/2 & 1/2 \\ 0 & 1 & 1/2 & 1/2 \\ 1/2 & 1/2 & -1/2 & -1/2 \\ 0 & 0 & -1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \\ B \\ R \end{bmatrix}. \quad (1)$$

Następnie, wynikowe obrazy (Y, Cg, Co) są dzielone na rozłączne bloki o rozmiarze 4×4 pixele i poddawane operacji dwuwymiarowej dyskretniej transformacji kosinusowej (operacja 2D-DCT na rys. 2):

$$\mathbf{X} = (\mathbf{C}_r \mathbf{B} \mathbf{C}_r^T) \otimes \mathbf{S}_r, \quad (2)$$

w celu koncentracji energii próbek obrazu w możliwie małej liczbie współczynników transformacji. W omawianym algorytmie wykorzystano w tym celu całkowitoliczbową wersję 4-punktowej transformacji kosinusowej o macierzy [10]:

$$\mathbf{C}_r = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 2 & 1 & -1 & -2 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -2 & 2 & -1 \end{bmatrix}. \quad (3)$$

W (2) symbolem \otimes oznaczono iloczyn Kronekera'a, zaś macierz:

$$\mathbf{S}_r = \begin{bmatrix} a^2 & ab/2 & a^2 & ab/2 \\ ab/2 & b^2/4 & ab/2 & b^2/4 \\ a^2 & ab/2 & a^2 & ab/2 \\ ab/2 & b^2/4 & ab/2 & b^2/4 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

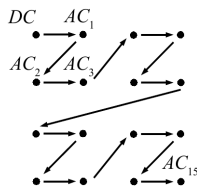
gdzie ($a = 1/2, b = \sqrt{2/5}$), jest dodatkową macierzą normalizującą dla (3).

Uzyskane współczynniki (\mathbf{X}) podlegają operacji kwantyzacji skalarniej (operacja Q na Rys. 2), co z jednej strony zapewnia odpowiednio wysoki stopień kompresji, a z drugiej jest przyczyną bezpowrotnej utraty informacji w rekonstruowanym obrazie. Operacja kwantyzacji wykonywana jest łącznie z mnożeniem przez macierz \mathbf{S}_r celem redukcji złożoności obliczeniowej.

Uzyskiwane współczynniki poddawane są operacji kodowania entropowego (operacja E na Rys. 2), w celu dalszej kompresji. W pracy [5] operację kodowania entropowego zrealizowano przy użyciu algorytmu *run-length* i kodera Huffmana, w sposób zbliżony do tego, który realizuje się w algorytmie JPEG. W tym artykule zaproponowano nowy algorytm cechujący się niską złożonością obliczeniową i pamięciową, i dodatkowo oferujący wyższy stopień kompresji niż algorytm poprzedni [5].

Nowy enkoder także wykorzystuje kodowanie *run-length*, ale uzyskiwane w wyniku jego działania symbole (z, v), gdzie z oznacza liczbę współczynników o wartości zerowej poprzedzających

element niezerowy v , kodowane są zmodyfikowanym, adaptacyjnym algorytmem Golomb'a-Rice'a (AGR).



Rys. 3. Sposób przeglądania współczynników transformacji
Fig. 3. Coefficient scanning order

Ponieważ współczynniki DC i AC (rys. 3) mają różne właściwości statystyczne do ich kodowania stosuje się odmienne metody. Współczynniki DC z sąsiednich bloków są silnie skorelowane. Dodatkowo ich wartości są stosunkowo duże, co jest konsekwencją tego iż reprezentują średnią luminancję danego bloku w obrazie. Dlatego przed kodowaniem entropowym poddaje się je kodowaniu różnicowemu (DPCM). Otrzymywane różnice ($d = \text{currentDC} - \text{previousDC}$) kodowane są następnie zmodyfikowanym algorytmem AGR. Konieczność modyfikacji wynika z faktu, że oryginalny algorytm AGR [12] umożliwia kodowania tylko wartości nieujemnych. Stosuje się następujące przekształcenie:

$$M(d) = \begin{cases} 2d, & d \geq 0 \\ 2|d|-1, & d < 0 \end{cases} \quad (5)$$

W wyniku kwantyzacji większość współczynników AC przyjmuje wartość 0. Pozostałe niezerowe współczynniki, to głównie współczynniki reprezentujące nisko-częstotliwościowe składowe w obrazie, a więc współczynniki zgrupowane w sąsiedztwie DC. Współczynniki AC kodowane są w procesie dwustopniowym. W pierwszym etapie współczynniki AC danego bloku 4×4 przeglądane są w kolejności jak na Rys. 3 i przekształcane do postaci par (z, v) , w których z oznacza liczbę współczynników o zerowej wartości poprzedzających element niezerowy v . Fakt, że wszystkie pozostałe współczynniki w bloku są równe zero, sygnalizowany jest symbolem $(0, 0)$. W trakcie eksperymentów stwierdzono, że symbole $(z, v) = (0, 0)$ występują bardzo często. W związku z tym zaproponowano, że pary $(0, 0)$ będą reprezentowane przez pojedyncze słowo kodu AGR o wartości 0, podczas gdy symbole pozostałe, tj. $(z, v) \neq (0, 0)$ reprezentowane są dwoma słowami kodu AGR. Pierwszy element pary $(z, v) \neq (0, 0)$ reprezentowany jest słowem kodowym o wartości $z+1$, co odróżnia go od słowa kodowego użytego dla symbolu $(0, 0)$. Element drugi takiej pary jest niezerowy i dlatego jest poddawany następującemu przekształceniu przed kodowaniem AGR:

$$M_1(v) = \begin{cases} 2v-1, & v > 0 \\ 2(|v|-1), & v < 0 \end{cases} \quad (6)$$

Powyższe przekształcenie jest podobne do (5) z tą różnicą że z jego zakresu wyłączona jest wartość 0 (gdyż $v \neq 0$), co zwiększa efektywność procesu kodowania.

Algorytm Golomb'a-Rice'a [12] reprezentuje daną, nieujemną wartość całkowitoliczbową x w postaci dwóch ciągów bitowych: unarnego prefiksu o długości $\lfloor x/2^k \rfloor$, po którym następuje k najbardziej znaczących bitów liczby x . Przykładowo kod Golomb'a-Rice'a o parametrze $k=2$ dla $x=10$ ma postać '11010', w której '110'=2 to prefiks w kodzie unarnym, a '10'=2 to dwa najstarsze bity kodowanej liczby x . Długość kodu zależy od k i wynosi $\lfloor n/2^k \rfloor + 1 + k$. Można pokazać [13], że optymalna wartość k dla współczynników o dwustronnym rozkładzie wykładniczym wynosi:

$$k = \log_2(\bar{x} + 1), \quad (7)$$

gdzie \bar{x} jest wartością oczekiwaną zmiennej x . W prezentowanej implementacji, celem estymacji parametru k , utworzono trzy grupy rejestrów: C_{DC} , C_Z , C_V , dla trzech trybów pracy kodera – kodowanie wartości: DC, z oraz v . W każdej grupie znajdują się dwa rejestry: rejestr akumulatora A_x sumujący moduły współczynników kodowanych w danym trybie oraz rejestr N_x , który zlicza współczynniki kodowane w tym trybie. W oparciu o wartości tych rejestrów wyznaczana jest wartość parametru k dla każdego trybu z osobna [14]:

$$k = \min\{k : 2^k N_x \geq A_x\}. \quad (8)$$

Ilekość wartości zliczeń w rejestrze N_x przekroczy próg N_0 , zawartości rejestrów N_x i A_x są dzielone przez 2. W ten sposób z jednej strony uzyskano zmniejszenie złożoności implementacji procesu adaptacji (8), z drugiej zaś zapewniono odpowiednią szybkość adaptacji parametru k do zmian statystyk kodowanych współczynników. W badaniach symulacyjnych stwierdzono, że optymalna wartość progów N_0 to 16.

Właściwości zaproponowanego algorytmu oceniono posługując się kryterium błędu średnio-kwadratowego odniesionego do wartości maksymalnej PSNR (ang. Peak Signal-to-Noise Ratio)

$$PSNR(dB) = 10 \log_{10} \frac{255^2}{\langle (x_i - \hat{x}_i)^2 \rangle}. \quad (9)$$

W powyższym wzorze, symbolem $\langle \cdot \rangle$ oznaczono operację uśredniania, zaś x_i i \hat{x}_i reprezentują wartości pixeli w obrazie oryginalnym i zrekonstruowanym. Wartości PSNR wraz z wartościami stopnia kompresji (CR) dla sześciu przykładowych obrazów pochodzących z wysokiej jakości endoskopu zestawiono w tab. 1. Stopień kompresji określono jako stosunek długości wynikowego bitstreamu do liczby bitów w oryginalnym obrazie, w formacie Bayer. W tabelicy przedstawiono wyniki dla dwóch wariantów algorytmu różniących się jedynie sposobem kodowania entropowego współczynników transformacji. Symbol (HE) sygnalizuje, że wartości współczynnika kompresji umieszczone w tym wierszu dotyczą wersji kodera z kodowaniem entropowym opartym o algorytm Huffmana. Wyraźnie widać, że nowy algorytm mimo niższej złożoności implementacyjnej, wynikającej z braku tablic Huffmana, osiąga lepsze wyniki.

Algorytmy JPEG i JPEG2000 pracują na obrazach RGB. Dlatego obrazy źródłowe, w formacie Bayer, przed poddaniem ich kompresji algorytmami JPEG i JPEG2000 zostały przekształcone na obrazy RGB przy użyciu interpolacji biliniowej. Jak widać, proponowany algorytm, mimo znacznie mniejszej złożoności obliczeniowej, uzyskuje wyniki porównywalne z wynikami algorytmów JPEG i JPEG2000.

Tab. 1. Wyniki algorytmu kompresji dla sześciu zdjęć testowych
Tab. 1. Compression results for six test images

Algorytm	Kryterium	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
JPEG	PSNR [dB]	33,08	34,16	34,31	35,43	36,08	36,94
	CR	9,12	9,86	12,26	13,36	15,95	17,74
JPEG2000	PSNR [dB]	33,13	34,18	34,10	35,39	36,06	36,93
	CR	4,78	5,03	15,84	16,81	24,05	30,55
Proposed	PSNR [dB]	33,09	34,19	34,33	35,39	36,03	36,88
	CR (HE)	9,67	10,65	9,58	10,57	14,95	17,02
	CR	10,15	11,13	10,24	10,97	16,10	18,46

4. Transmisja bezprzewodowa

Nadajnik bezprzewodowy, dedykowany dla kapsułki endoskopowej, powinien zapewnić szybkości transmisji na poziomie 2 Mbit/s przy stosunkowo niskim poborze mocy (2-6) mW. Uzyskanie tak wysokiej sprawności energetycznej nadajnika wymaga zastosowania modulacji o stałej obwiedni, tj. modulacji częstotliwości lub fazy. Niestety, wielowartościowa modulacja fazy jest

trudna w realizacji. Wymaga bowiem stosowania generatora fali nośnej o odpowiednio wysokiej stabilności częstotliwościowej, którą może zapewnić jedynie układ syntezy częstotliwości wykorzystujący pętlę synchronizacji fazowej ze stabilizacją kwarcową, zaś sam proces modulacji wymaga generatora kwadraturowego lub kalibrowanego układu opóźniającego.

Znacznie lepszym rozwiązaniem jest transmisja z modulacją częstotliwości. Wymagany niewielki zasięg transmisji (do 1 m) pozwala na złagodzenie wymagań odnośnie stabilności częstotliwości nośnej nadajnika i „przerzucenie odpowiedzialności” za śledzenie jej dryftu na odbiornik.

W omawianym projekcie [6] jako nadajnik wykorzystano generator Colpittsa, którego częstotliwość jest przestrajana zmianami pojemności złącza baza-kolektor, która jest funkcją napięcia baza-emiter tranzystora. Jako antenę magnetyczną wykorzystano cewkę obwodu rezonansowego generatora. Oczywistą wadą takiego rozwiązania jest wrażliwość układu na pojemności pasożytnicze, których wartość zmienia się w trakcie przesuwania się kapsułki wewnątrz przewodu pokarmowego. Jednak po wstępnym dostrojeniu odbiornika zmiany te są na tyle niewielkie, że stosując odpowiednio szerokopasmowy odbiornik (w projekcie 8 MHz) mogą być one kompensowane na drodze cyfrowego przetwarzania sygnału pośredniej częstotliwości bez konieczności przestrajania samego odbiornika.

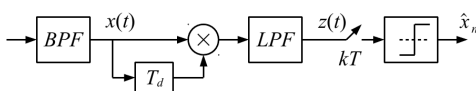
Ogólny model transmitowanego sygnału z modulacją częstotliwości ma postać

$$x(t) = \cos\left(\omega_c t + \Delta\omega \int_{-\infty}^t k(\tau) d\tau + \theta_0\right), \quad (10)$$

gdzie $\Delta\omega$ jest dewiacją częstotliwości, a

$$k(t) = \sum_{n=0}^{\infty} x_n g(t - nT) \quad (11)$$

jest sygnałem modulującym, x_n jest ciągiem transmitowanych danych, $g(t)$ funkcją kształtującą. W omawianym przypadku $g(t)$ jest oknem prostokątnym o czasie trwania równym czasowi transmisji pojedynczego symbolu (bitu) T . W prezentowanym systemie zastosowano demodulator z filtrem dopasowanym (ang. matched filter) [6] (rys. 4).



Rys. 4. Demodulator z filtrem dopasowanym
Fig. 4. Matched filter demodulator

Dobierając czas transmisji pojedynczego bitu $T = T_d$, tak by $\omega_c T_d = 2\pi k$, sygnał na wyjściu filtru dolnoprzepustowego (LPF) demodulatora ma postać:

$$z(t) = [x(t)x(t + T_d)] * h_{LP}(t) \quad (12a)$$

$$z(t) = \frac{1}{2} \cos\left(\Delta\omega \int_{t-T_d}^t k(\tau) d\tau\right). \quad (12b)$$

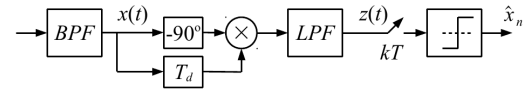
Próbkując wartość $z(t)$ w chwilach kT otrzymujemy:

$$z(kT) = \frac{1}{2} \cos\left(\Delta\omega \int_{kT-T_d}^{kT} k(\tau) d\tau\right) = \frac{1}{2} \cos(\Delta\omega x_k). \quad (13)$$

Sygnał wyjściowy w postaci funkcji parzystej (kosinus) argumentu x_n jest poważną wadą powyższego demodulatora. Wady tej nie ma demodulator, w którym jeden z sygnałów jest dodatkowo opóźniany w fazie o $\pi/2$, tak jak to przedstawia rys. 5. Sygnał wyjściowy z takiego demodulatora ma postać:

$$z(kT) = \frac{1}{2} \sin(\Delta\omega x_k), \quad (14)$$

i umożliwia rozróżnienie znaków transmitowanych symboli x_n .



Rys. 5. Ulepszony demodulator z filtrem dopasowanym
Fig. 5. Improved matched filter demodulator

5. Podsumowanie

W artykule przedstawiono system kompresji i transmisji obrazów dla endoskopii kapsułkowej nowej generacji opracowany w ramach projektu europejskiego VECTOR. Przedstawiony system zaimplementowano w układzie FPGA. Przy taktowaniu 24 MHz umożliwia on kompresję i transmisję 24 ramek na sekundę przy zużyciu energii ok. 0,4 mJ/ramkę. Zrealizowany system przeszedł wstępne testy *in vivo*. Dodatkowo w artykule zaproponowano nowy, bardziej efektywny sposób kodowania entropowego współczynników transformacji w algorytmie kompresji obrazów oraz ulepszony demodulator dla odbiornika transmisji bezprzewodowej.

6. Literatura

- [1] Iddan G., Meron G., Glukhovskiy A., et al.: Wireless capsule endoscopy, *Nature*, vol. 405, pp. 417-418, 2000.
- [2] Swain P., Toor A., Volke F., Keller J., Gerber J., Rabinovitz E., Rothstein R. I.: Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans (with videos), *Gastr. Endoscopy*, vol. 71, pp. 1290-1293, 2010.
- [3] Carta R., Tortora G., Thone J., Lenaerts B., Valdastrì P., Menciasci A., Dario P., Puers R.: Wireless powering for a self-propelled and steerable endoscopic capsule for stomach inspection, *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 25, pp. 845-851, 2009.
- [4] Dung L.R., Wu Y.Y.: A Wireless Narrowband Imaging Chip for Capsule Endoscope, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 4, no 6, pp. 462-468, 2010.
- [5] Turcza P., Duplaga M.: Low power FPGA-based image processing core for wireless capsule endoscopy, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 172, iss. 2, pp. 552-560, 2011.
- [6] Puers R., Carta R., Thone J.: Wireless power and data transmission strategies for next-generation capsule endoscopes, *J. Micromech. Microeng.*, vol. 21, no 5, 2011.
- [7] Vatteroni M., Covi D., Cavallott C., Clementel L., Valdastrì P., Menciasci A., Dario P., Sartori A.: Smart optical CMOS sensor for endoluminal applications, *Sensors and Actuators A*, vol. 162, pp. 297-303, 2010.
- [8] Kim J., Rahmat-Samii Y.: Implanted antennas inside a human body: simulations, design and characterizations, *IEEE Trans. on Microwave Theory and Tech.*, vol. 52, pp. 1934-44, 2004.
- [9] Turcza P., Duplaga M.: Algorytm kompresji obrazów dla bezprzewodowej kapsuły endoskopowej, *PAK*, vol. 53 nr 9bis str. 165-168, 2007.
- [10] Malvar H.S., Hallapuro A., Karczewicz M., Kerofsky L.: Low-Complexity Transform and Quantization in H.264/AVC, *IEEE Trans. on Circuits and Systems for Video Tech.*, vol. 7, pp. 598-603, 2003.
- [11] Berlekamp E. R.: Bit-Serial Reed-Solomon Encoders, *IEEE Trans. on Information Theory*, IT-28 (6), pp. 869-874, 1982.
- [12] Rice R. F.: Some practical universal noiseless coding techniques, *Tech. Rep. JPL-79-22*, Jet Propulsion Laboratory, Pasadena, CA, Mar. 1979.
- [13] Gallager R., Voorhis D. V.: Optimal source codes for geometrically distributed integer alphabets, *IEEE Trans. Inform. Theory*, vol. 21, pp. 228-230, 1975.
- [14] Memon N.: Adaptive coding of DCT coefficients by Golomb-Rice codes, in *Proc. ICIP*, vol. 1, Chicago, IL, pp. 516-520, 1998.