

Jarosław BUŁAT¹, Krzysztof DUDA¹, Roman RUMIAN², Jacek STĘPIEŃ², Paweł TURCZA¹, Tomasz ZIELIŃSKI¹
ZAKŁAD METROLOGII AKADEMII GÓRNICZO-HUTNICZEJ W KRAKOWIE

Bezstratna kompresja sygnałów biomedycznych

Streszczenie

W przypadku danych biomedycznych kompresja stratna nie jest wskazana, nie są bowiem znane kryteria analityczne pozwalające jednoznacznie określić czy w jej wyniku nie utracono informacji istotnej diagnostycznie. W artykule przedstawiono wyniki bezstratnej kompresji sygnału EKG oraz obrazów i sekwencji obrazów biomedycznych (tomograficznych, ultrasonograficznych, rentgenowskich), uzyskane drogą kodowania entropijnego całkowitoliczbowych współczynników predykcyjnej transformacji falkowej. Sygnały biomedyczne są powszechnie zapisywane i transmitowane, więc ich kompresja może prowadzić do znacznych oszczędności.

Abstract

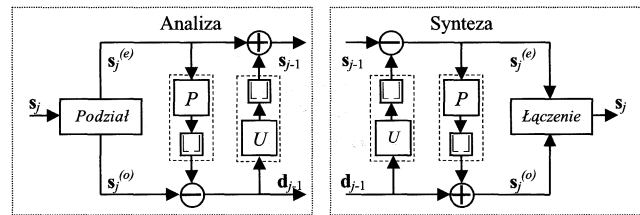
Lossy compression should not be applied for biomedical data because there are not analytic criteria to measure if diagnostic value of the signal was lost. In this article results for lossless compression of ECG signal, biomedical pictures and sequences of pictures are presented. This results were obtained by entropy coding of wavelet coefficients. Integers to integers lifting wavelet transform was used in transformation stage. Biomedical signals are very common to store and transmit and thus compression of those can be very fruitful.

1. Transformacja falkowa w wersji całkowitoliczbowej. Bezstratne kodowanie transformacyjne

Transformacja falkowa w wersji predykcyjnej została zaprojektowana w latach 90-tych przez D. L. Donoho [1], W. Sweldensa i P. Schrödera [2][3]. Sweldens i Daubachies udowodnili [4], że każda klasyczna (tzn. wyznaczana w banku filtrów FIR) dyskretna transformacja falkowa można przedstawić w postaci predykcyjnej (liftingowej). Predykcyjna transformacja falkowa posiada następujące zalety:

- jest zawsze odwracalna. Zdefiniowanie transformacji prostej pozwala, w sposób trywialny, uzyskać transformację odwrotną przy zachowaniu perfekcyjnej rekonstrukcji. Właściwość ta jest prawdziwa również dla przypadku, gdy funkcje (filtry) predykcji i uaktualnienia są nieliniowe i umożliwia implementację transformacji całkowitoliczbowych [5], realizację różnych typów adaptacji i oryginalne rozwiązanie problemu brzegowego [7][8],
- umożliwia obliczenia z podstawianiem (nie wymaga więc dodatkowych zasobów pamięci) oraz jest bardziej wydajna obliczeniowo niż klasyczna dyskretna transformacja falkowa dla tych samych funkcji bazowych [4].

W szczególnym przypadku, dla dwóch stopni predykcyjnych (liftingowych), otrzymuje się biortogonalne systemy falkowe z interpolującą funkcją skalującą. Układ taki przedstawiony jest na rysunku 1. Błoczek *Podział* realizuje tzw. leniwą (ang. *lazy*) transformację falkową, dzieli on sygnał oryginalny s_j (na j -tym poziomie dekompozycji) na dwie składowe polifazowe, jedną składającą się z próbek parzystych (ang. *even*) sygnału s_j oznaczaną jako $s_j^{(e)}$ oraz drugą zbudowaną z jego próbek nieparzystych $s_j^{(o)}$ (ang. *odd*). Wyjściowy sygnał detali d_{j-1} (na $j-1$ -wszym poziomie dekompozycji) otrzymuje się jako błąd predykcji próbek nieparzystych $s_j^{(o)}$ na podstawie próbek parzystych $s_j^{(e)}$. Współczynniki d_{j-1} zawierają informację o wyższych częstotliwościach. Wyjściowy sygnał aproksymacji s_{j-1} otrzymuje się w wyniku działania filtru uaktualnienia oznaczonego przez U . Filtr ten dobiera się tak, aby wartość średnia sygnałów s_j i s_{j-1} była taka sama. Stosując różne filtry P i U poprawia się właściwości leniwej transformacji falkowej metodą tzw. *liftingu*.



Rys. 1. Schematy blokowe prostej i odwrotnej PTF w wersji całkowitoliczbowej, P – predykcja, U – uaktualnienie, „L” – zaokrąglenie w dół do najbliższej liczby całkowitej

Zaokrąglenie wartości wyjściowych z filtrów (funkcji) predykcji i uaktualnienia umożliwia implementację transformacji całkowitoliczbowych [5], czyli takich, które odwzorowują zbiór liczb całkowitych (sygnał wejściowy) w zbiór liczb całkowitych (sygnał wyjściowy), pozwalają więc uniknąć błędów zaokrąglenia związanych ze skończoną dokładnością reprezentacji liczb rzeczywistych w maszynach cyfrowych. Podsumowując, wyznaczenie całkowitoliczbowych współczynników s_{j-1} i d_{j-1} przebiega następująco (patrz rys. 1):

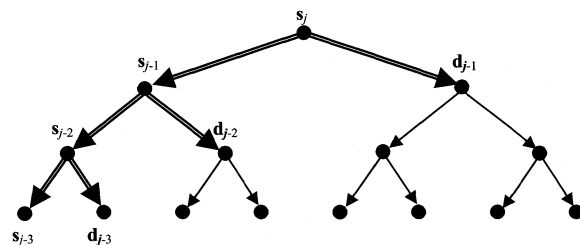
- Podział: $s_j \rightarrow s_j^{(e)}, s_j^{(o)}$
- Predykcja: $d_{j-1} = s_j^{(o)} - LP\{s_j^{(e)}\}$
- Uaktualnienie: $s_{j-1} = s_j^{(e)} + LU\{d_{j-1}\}$

Odwrotną, całkowitoliczbową predykcyjną transformację falkową wyznacza się przez odwrócenie kolejności działań wykonanych w transformacji prostej (patrz rys. 1):

- Odwrócenie uaktualnienia: $s_j^{(e)} = s_{j-1} - LU\{d_{j-1}\}$
- Odwrócenie predykcji: $s_j^{(o)} = d_{j-1} + LP\{s_j^{(e)}\}$
- Łączenie: $s_j^{(e)}, s_j^{(o)} \rightarrow s_j$

Tak zdefiniowana predykcyjna transformacja falkowa jest zawsze odwracalna niezależnie od tego jakie filtry (funkcje) P i U zostaną użyte.

W implementacjach często stosuje się wielorozdzielczą analizę falkową. Sygnałem wejściowym dla kolejnych stopni transformacji mogą być współczynniki aproksymacji i detali ze stopni poprzednich, co ilustruje rysunek 2. W pełnym, binarnym drzewie dekompozycji falkowej można wybrać taką ścieżkę analizy, która będzie minimalizowała zadane kryterium, a więc reprezentacja sygnału w dziedzinie falkowej będzie optymalna, jest to analiza z wykorzystaniem adaptacyjnych pakietów falkowych [9]. W przypadku klasycznej analizy falkowej na kolejnych poziomach dekompozycji analizuje się tylko sygnał aproksymacji, co na rysunku 2 uwidocznione jest linią podwójną.



Rys. 2. Trzy poziomowa dekompozycja falkowa w pełnym drzewie binarnym. Linią podwójną zaznaczono klasyczną dekompozycję falkową.

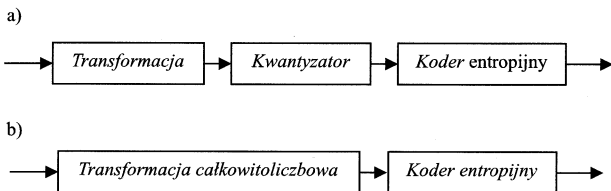
Stosowanie transformacji całkowitoliczbowych w algorytmach kompresji pozwala wzbogacić klasyczny koder entropijny o wstępny stopień transformacyjny przy jednoczesnym zachowaniu bezstratności całego systemu. Porównanie koderów transformacyjnych, stratnego i bezstratnego, przedstawia rysunek 3. Poprzez właściwy dobór filtrów predykcji i uaktualnienia sygnał w dziedzi-

¹ Akademia Górniczo-Hutnicza, Zakład Metrologii, EAIIE, 30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30, e-mail: kwant, kduda, turcza, tzielin@uci.agh.edu.pl

² Akademia Górniczo-Hutnicza, Katedra Elektroniki, 30-059 Kraków, al. Mickiewicza 30, e-mail: stepien@uci.agh.edu.pl

nie transformacji staje się bardziej „przyjazny” dla kodera entropijnego, przez co zwiększa się współczynnik kompresji a także szybkość kodowania całego algorytmu kompresji [8][15].

Ze względu na dobre właściwości lokalizacji w czasie i częstotliwości transformacja falkowa znalazła szerokie zastosowanie w przetwarzaniu sygnałów niestacjonarnych. Opracowane przez autorów algorytmy projektowania filtrów predykcji i uaktualnienia [10][11] z powodzeniem zastosowano do odszumiania sygnałów [12][13], bezstratnej kompresji sygnału EKG [8][14][15] oraz bezstratnej kompresji obrazów medycznych oraz ich sekwencji [7][16][17].



Rys. 3. Kodowanie transformacyjne a) algorytm stratny, b) algorytm bezstratny.

2. Kompresja sygnału EKG

Wydajność kompresji silnie zależy od treści kodowanej informacji, w przypadku sygnału EKG podstawowe znaczenie ma częstotliwość próbkowania oraz rozdzielczość bitowa. W literaturze spotyka się sygnały EKG próbkowane z częstotliwością: 200 Hz, 250 Hz, 360 Hz, 400 Hz lub 500 Hz o rozdzielczościach: 8 bitów, 11 bitów, 12 bitów lub 13 bitów. W niniejszej pracy do testowania i porównania algorytmów kompresji sygnału EKG wykorzystano bazę danych MIT-BIH ze względu na jej dużą popularność. Baza ta składa się z 48 rekordów zarejestrowanych w *Arrhythmia Laboratory of Beth Israel Hospital* w Bostonie w latach 1975 – 1979. 23 rekordy z tej bazy zostały wybrane losowo z grupy ponad 4000 24-godzinnych zapisów aparatu Holtera, natomiast pozostałe 25 rekordów zostało wybranych z tej samej grupy zapisów, ale w taki sposób, że obrazują one rzadkie przypadki kliniczne, które nie mogłyby być reprezentowane próbką losową. Długość każdego z rekordów nieznacznie przekracza 30 minut obserwacji, każdy z rekordów zawiera dwa sygnały próbkowane z częstotliwością 360 Hz o rozdzielczości 12 bitów.

Zaproponowany algorytm kompresji [8][14][15] złożony jest z dwóch etapów: kodowania transformacyjnego i koder entropijnego (porównaj rysunek 3b). Kodowanie transformacyjne wykorzystuje całkowitoliczbowy, falkowy schemat predykcyjny w wersji nieadaptacyjnej lub adaptacyjnej. Dekompozycję sygnału przeprowadza się wielopoziomowo w klasycznym drzewie falkowym lub z wykorzystaniem biblioteki adaptacyjnych pakietów falkowych. Współczynniki falkowe są następnie kodowane entropijnie, przy czym zaimplementowano następujące rozwiązania: SPIHT (tylko dla klasycznego drzewa dekompozycji falkowej), koder Huffmana (zwykły i dynamiczny), koder arytmetyczny (zwykły i kontekstowy). Przed kodowaniem entropijnym stosowano również zapożyczoną z standardu JPEG reprezentację MS-VLI liczb całkowitych. W przypadku klasycznego drzewa dekompozycji falkowej sygnał aproksymacji kodowano różnicowo różnicami pierwszego lub drugiego rzędu.

Wydajność algorytmu kompresji porównano między innymi z kodowaniem: 1) tylko entropijnym (koder Huffmana, koder arytmetyczny, koder słownikowy), 2) DPCM pierwszego i drugiego rzędu z koderem entropijnym, 3) (S+P) z adaptacyjnym koderem arytmetycznym, 4) (S+P) z kodowaniem VLC (ang. *Variable Length Code*) oraz adaptacyjnym kodowaniem arytmetycznym. W tabeli 1 zestawione są współczynniki kompresji dla różnych stopni transformacyjnych algorytmu bezstratnej kompresji sygna-

łu EKG. Dla porównania zamieszczono w niej także wyniki uzyskane dla metod klasycznych, w tym również dla komercyjnego koder ZIP bazującego na algorytmie słownikowym. Koderem entropijnym w tych eksperymentach był kontekstowy koder arytmetyczny I-szego rzędu poprzedzony algorytmem MS-VLI (koder ten wybrano ponieważ dawał on najlepsze rezultaty). Stosowano 10 poziomów dekompozycji falkowej sygnału EKG. W przypadku pakietów falkowych drzewo dekompozycji sygnału tworzone było adaptacyjnie w oparciu o zmodyfikowane kryterium entropii [8]. Dla pozostałych transformacji zastosowano klasyczną dekompozycję falkową, tzn. na kolejnych stopniach dalszej analizy podlegał tylko sygnał aproksymacji, dodatkowo sygnał ten na ostatnim poziomie dekompozycji kodowany był różnicowo różnicami drugiego rzędu.

Otrzymane wyniki można skomentować w następujący sposób:

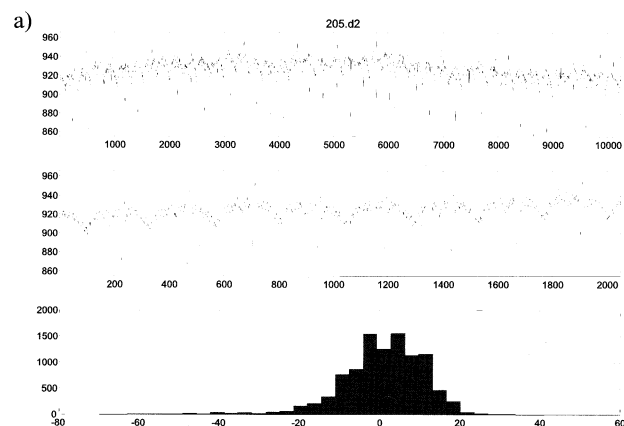
- 1) Zastosowanie w algorytmie bezstratnym dodatkowego stopnia transformacyjnego w postaci całkowitoliczbowej transformacji falkowej zaowocowało wzrostem średniego współczynnika kompresji o ok. 2 razy w porównaniu z metodami nie transformacyjnymi i ok. 1.17 w porównaniu z najlepszą metodą klasyczną (tj. DPCM II).
- 2) Pakiety falkowe, dające największy stopień kompresji, nie mogą pracować w sposób ciągły (tzn. w miarę napływających próbek). W przypadku implementacji czasu rzeczywistego należałoby określić akceptowalną, z punktu widzenia implementacji, długość bloku próbek.
- 3) Druga, co do stopnia kompresji, predykcyjna transformacja falkowa (rzęd $P-10$, rzęd $U-10$) może pracować w sposób ciągły i jej implementacja sprzętowa nie jest skomplikowana.
- 4) Algorytm SPIHT, który jest czołowym przedstawicielem metod stratnych, nie potwierdził swojej dominacji w przypadku kompresji bezstratnej.

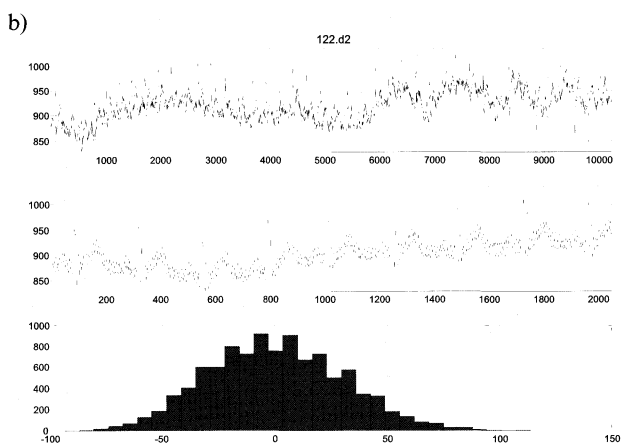
Tabela 1.

Stopień transformacyjny	CR średni	CR max	CR min	CR _E średni	CR _E max	CR _E min
Pakiety Falkowe	-	-	-	3.473	4.003	2.934
rzęd $P-10$, rzęd $U-10$	3.165	3.816	2.618	3.266	3.882	2.718
9/7M	3.119	3.724	2.545	3.225	3.792	2.587
5/3	2.974	3.564	2.414	3.078	3.631	2.454
S+P	2.916	3.427	2.452	2.962	3.489	2.412
DPCM rzęd - 2	2.843	3.248	2.290	2.967	3.393	2.362
DPCM rzęd - 1	2.770	3.332	2.199	2.885	3.493	2.244
SPIHT	2.427	2.736	1.988	-	-	-
brak	1.675	2.261	1.289	1.676	2.255	1.300

metody falkowe	metody klasyczne
ZIP (koder słownikowy)	1.642 2.080 1.264 - - -

Rzeczywiste (CR) i oszacowane na podstawie entropii (CR_E) współczynniki bezstratnej kompresji sygnału EKG, dla różnych stopni transformacyjnych. Wyniki są uporządkowane malejąco względem średniego CR . Dla transformaty 9/7M rzęd $P-4$, rzęd $U-2$, a dla 5/3 rzęd $P-2$, rzęd $U-2$. Wyniki uzyskano dla 10 poziomów dekompozycji falkowej. Sygnał aproksymacji na ostatnim poziomie dekompozycji kodowano różnicowo koderem II rzędu. Dla algorytmu SPIHT zastosowano: rzęd $P-10$, rzęd $U-10$, długość bloku - 2048 próbek i 8 poziomów dekompozycji, a dla pakietów falkowych rzęd $P-10$, rzęd $U-10$.





Rys. 4. Początkowe fragmenty sygnałów EKG z bazy MIT-BIH, dla których otrzymano a) największy (rekord 205. d2) i b) najmniejszy (rekord 122. d2) współczynnik kompresji oraz histogramy fragmentów tych sygnałów po usunięciu składowej stałej.

Początkowe fragmenty sygnałów EKG z bazy MIT-BIH, dla których uzyskano największy i najmniejszy współczynnik kompresji są przedstawione na rysunku 4.

3. Kompresja obrazów medycznych

W [7][16][17] zaproponowano nowy schemat bezstratnej kompresji obrazów biomedycznych, składający się z: 1) sekcji analizy struktury predykcyjnej, 2) zmodyfikowanego kodowania VLC, 3) adaptacyjnego kodera arytmetycznego pierwszego rzędu. Przebądano wpływ wyboru filtrów predykcyjnych i uaktualnienia na stopień kompresji dla różnych typów obrazów biomedycznych i podano najlepsze zestawy filtrów dla poszczególnych zastosowań. W przypadku obrazów ultrasonograficznych zaproponowano metodę hybrydową, polegającą na: 1) zastąpieniu przetwarzanego obrazu dwoma podobrazami o identycznych rozmiarach (obraz uzyskany z głowicy ultrasonograficznej i jego opis - rys. 5, 2) oddzielnym kodowaniu obu podobrazów (pierwszego za pomocą metody całkowitoliczbowego kodera predykcyjnego, zaś drugiego – metodą słownikową).

Zaproponowaną metodę kompresji porównano z: 1) koderem standardu Lossless JPEG, wyposażonym w koder arytmetyczny, 2) koderem Lossless JPEG z kodowaniem arytmetycznym i kodowaniem VLC, 3) koderem, wykorzystującym transformację S+P, koder arytmetyczny i koder VLC, 4) archiwizatorem słownikowym ZIP. Wszystkie wyżej opisane metody zaimplementowano w języku „C” i przetestowano na wybranym zbiorze obrazów biomedycznych. Porównanie wykonano dla obrazów tomograficznych, ultrasonograficznych, rentgenowskich oraz sekwencji obrazów rentgenowskich (koronografia). Do kompresji sekwencji obrazów zastosowano: 1) klasyczne algorytmy estymacji ruchu o bloku 8x8 i 16x16 pikseli, 2) różne rodzaje predykcyjnego następnego ramki na podstawie tego samego piksela z poprzedniej ramki i jego otoczenia oraz 3) osobną kompresję różnymi metodami sygnałów jednowymiarowych, utworzonych z identycznie położonych pikseli kolejnych ramek. Uzyskany w ten sposób stopień kompresji okazał się jednak gorszy niż dla niezależnego kompresowania oddzielnych ramek. Uzyskane wyniki kompresji dla różnych testowych metod przedstawione są w tabeli 2. Dla opracowanej metody uzyskano najwyższy średni stopień kompresji w zbiorze obrazów i sekwencji testowych równy 3.31. Natomiast w zaproponowanej hybrydowej metodzie bezstratnej kompresji obrazów ultrasonograficznych otrzymano średni wynik kompresji równy 5.6, podczas gdy najlepsza z metod konkurencyjnych uzyskała wynik 3.9. Przykładowe wyniki dla 3 wybranych obrazów ultrasonograficznych przedstawione są w tabeli 3 oraz tabeli 4.

Dodatkowo przebadano możliwości wykorzystania opracowanej metody kompresji bezstratnej obrazów nieruchomych do kompresji sekwencji obrazów.

Opracowaną metodę zaimplementowano w języku „C”, zoptymalizowano numerycznie pod względem szybkości działania oraz wykonano w postaci tzw. „kodeka” (czyli koder i dekodek) dla systemu operacyjnego MS Windows. W wyniku prac powstała biblioteka DLL która dodaje do systemu nowy kodek video. W bibliotece tej zaimplementowany jest bezstratny kodek Lossless JPEG z predykcją wartości piksela na podstawie jego „sąsiadów” oraz predykcyjny całkowitoliczbowy koder falkowy z filtrem predykcyjnym i uaktualnienia drugiego rzędu; w obu przypadkach zastosowano statyczne, optymalne kodowanie Huffmana. Kodek umożliwia bezstratną rejestrację sekwencji obrazów (768x576 pikseli 25 ramek na sekundę) w czasie rzeczywistym bezpośrednio z kraty video (Frame Grabber) jak również odtwarzanie (również w czasie rzeczywistym) zakodowanej sekwencji.

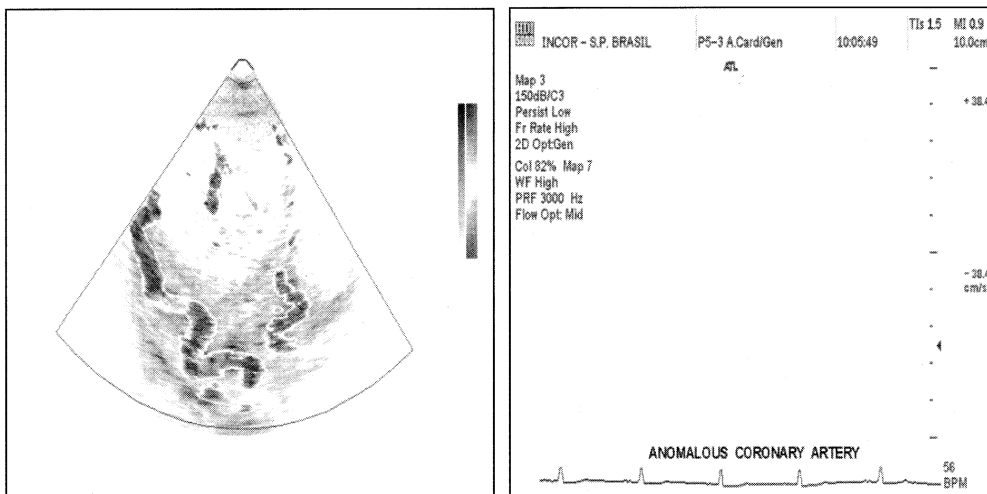
Program oparty o transformację falkową jest wolniejszy 2 do 3 razy od programu zbudowanego w oparciu o Lossless JPEG, ale oferuje on współczynnik kompresji większy o 5%-14%. Dla sekwencji video przechwyconej z karty telewizyjnej kompresja algorytmem opartym o Lossless JPEG wynosiła średnio 1.6 raza, natomiast system oparty o transformację falkową drugiej generacji w wersji całkowitoliczbowej uzyskiwał stopień kompresji rzędu 1.71. Dla kompresji sekwencji obrazów biomedycznych (koronografia) zanotowano następujące średnie wyniki: Lossless JPEG – 3.42, całkowitoliczbowe falki – 3.63.

Tabela 2.

		T1	T2	U1	U2	X1	X2	X3	X4	S1	S2	S3	śred	
JPEG LL + AR	1	2,06	2,91	4,20	3,20	2,03	2,07	2,40	2,22	3,76	3,86	4,07	2,98	
	2	1,96	3,01	4,54	3,41	1,96	2,09	2,38	2,33	4,65	4,84	4,92	3,28	
	3	1,86	2,69	3,79	2,95	1,90	1,92	2,24	2,12	3,58	3,68	3,79	2,77	
	4	1,91	3,00	4,41	3,37	1,93	2,09	2,30	2,24	4,40	4,59	4,65	3,17	
	5	1,93	3,03	4,18	3,29	2,03	2,15	2,42	2,30	4,25	4,35	4,52	3,13	
	6	1,94	3,07	4,48	3,43	1,98	2,15	2,39	2,34	4,53	4,63	4,75	3,25	
	7	2,00	3,12	4,19	3,30	2,10	2,23	2,52	2,43	4,52	4,61	4,74	3,25	
JPEG LL + VLC + AR	1	1,80	2,55	3,55	2,86	1,97	1,94	2,28	2,02	3,49	3,52	3,81	2,71	
	2	1,71	2,57	3,53	2,84	1,78	1,89	2,15	2,09	3,73	3,71	3,85	2,71	
	3	1,62	2,35	3,03	2,50	1,70	1,74	2,00	1,87	3,07	3,04	3,19	2,37	
	4	1,83	2,72	3,98	3,13	1,97	2,11	2,30	2,21	4,24	4,42	4,46	3,03	
	5	1,83	2,70	3,63	2,97	2,06	2,11	2,37	2,19	3,98	4,02	4,25	2,92	
	6	1,80	2,73	3,63	2,97	1,98	2,10	2,35	2,26	4,12	4,20	4,30	2,95	
	7	1,81	2,69	3,35	2,80	2,01	2,07	2,38	2,21	3,96	3,92	4,13	2,85	
Lifting + VLC + AR	(2,2)	2,08	3,37	4,07	3,34	2,18	2,32	2,64	2,60	4,49	4,66	4,72	3,31	
	(2,4)	2,08	3,35	3,93	3,24	2,17	2,30	2,62	2,57	4,31	4,46	4,52	3,23	
	(2,6)	2,07	3,32	3,85	3,18	2,16	2,29	2,60	2,56	4,28	4,44	4,50	3,20	
	(2,8)	2,06	3,29	3,79	3,14	2,15	2,28	2,59	2,55	4,22	4,38	4,44	3,17	
	(2,10)	2,06	3,27	3,74	3,11	2,15	2,28	2,59	2,54	4,19	4,35	4,41	3,15	
	(4,2)	2,12	3,40	3,85	3,26	2,20	2,35	2,64	2,61	4,53	4,68	4,73	3,31	
(4,4)	2,13	3,41	3,80	3,23	2,20	2,35	2,66	2,62	4,51	4,66	4,72	3,30		
SP + VLC + AR	smooth	3	2,08	3,36	3,88	3,30	2,14	2,29	2,56	2,57	4,26	4,39	4,46	3,21
		4	2,10	3,43	3,96	3,35	2,17	2,32	2,61	2,61	4,39	4,53	4,60	3,28
		5	2,11	3,46	3,99	3,37	2,18	2,34	2,63	2,63	4,44	4,59	4,65	3,31
	normal	3	2,08	3,36	3,79	3,27	2,12	2,29	2,53	2,56	4,07	4,19	4,24	3,14
		4	2,09	3,42	3,86	3,33	2,15	2,32	2,58	2,60	4,19	4,31	4,36	3,20
5	2,10	3,44	3,88	3,35	2,16	2,33	2,59	2,62	4,23	4,36	4,41	3,22		
Zip	1,59	2,34	4,45	3,01	1,27	1,33	1,61	1,54	2,74	2,68	3,05	2,33		

Porównanie współczynnika kompresji dla różnych metod oraz różnych obrazów testowych i ich sekwencji. T1, T2 – obrazy tomograficzne, U1, U2 – obrazy ultrasonograficzne X1, X2, X3, X4 – obrazy rentgenowskie, S1, S2 – sekwencje rentgenowskie (koronografia). JPEG LL – Lossless JPEG (różne wersje predyktora 1-7), VLC – Variable Length Code, AR – kodowanie arytmetyczne. Lifting – całkowitoliczbowa predykcyjna transformata falkowa (w nawiasach podane długości filtrów predykcyjnych P oraz uaktualnienia U), SP – transformacja S+P (Said and Pearlman) w wersji podstawowej oraz „smooth” (wyniki podane dla dekompozycji 3, 4 oraz 5-cio poziomowej). Szare pola oznaczają najlepsze wyniki w obrębie różnych modyfikacji jednego algorytmu. Szare pola otoczone czarną ramką wskazują najlepsze wyniki spośród wszystkich przetestowanych algorytmów.

Podjęto także wstępne prace mające na celu późniejszą implementację w układzie programowalnym FPGA opracowanego, cał-



Rys. 5. Ultrasonograficzny obraz podzielony na dwa podobrazy: dane z głowicy ultrasonograficznej (lewy), informacje tekstowe (prawy).

Tabela 3.

Obrazy	Lifting+VLC+Ar	SP+VLC+Ar	Zip	Arj
Image 1_1	5.5665	5.6696	4.2558	4.2778
Image 2_1	5.1792	5.3857	3.4869	3.5417
Image 3_1	7.1744	7.1581	5.3297	5.3626

Współczynnik kompresji dla pierwszego podobrazu (dane z głowicy).

Tabela 4.

Obrazy	Lifting+VLC+Ar	SP+VLC+Ar	Zip	Arj
Image 1_2	9.8595	9.2087	22.4037	22.3069
Image 2_2	9.7676	9.2748	20.7932	20.6626
Image 3_2	9.4137	8.8601	20.8823	20.8179

Współczynnik kompresji dla drugiego podobrazu (informacja tekstowa).

kowitolitczbowego algorytmu falkowego, przeznaczony do bezstratnej kompresji obrazów i ich sekwencji. Przeprowadzono analizę możliwości implementacji sprzętowej algorytmu w układach Xilinx Virtex XCV400 i stwierdzono, że układ ten w pełni wystarczy do jego „sprzętowej” realizacji w czasie rzeczywistym [18][19].

4. Podsumowanie

W artykule przedstawiono opracowane przez autorów metody bezstratnej kompresji sygnałów biomedycznych jedno i dwuwymiarowych. Bezstratna kompresja tych sygnałów nabiera szczególnego znaczenia w dobie informatyzacji usług zdrowotnych ponieważ umożliwia lepsze wykorzystanie dostępnych zasobów (tzn. pamięci masowych i kanałów transmisyjnych) i łatwiejszą organizację (zarządzanie) danymi (przykładem może być szpital który prowadzi dokumentację różnych badań dużej liczby pacjentów w długim okresie czasu, lub przenośne urządzenie rejestrujące, np. aparat Holtera, które dzięki wbudowanemu algorytmowi kompresji może zarejestrować więcej próbek tzn. np. gęściej próbować albo dłużej pracować).

Kolejnym etapem badań naukowych jest poszukiwanie metod bezstratnych diagnostycznie, a więc takich dla których kompresja stratna nie powoduje utraty (przekłamania) informacji o stanie pacjenta. Zaprezentowane wyniki są wartościowym materiałem porównawczym dla metod bezstratnych diagnostycznie, gdyż pozwalają ocenić oferowany przez nie wzrost współczynnika kompresji.

Literatura

- [1] Donoho D. L.: *Interpolating wavelet transforms*. Preprint, Department of Statistics, Stanford University, 1992
- [2] Sweldens W., Schröder P.: *Building your own wavelets at home*. In *Wavelets in Computer Graphics* pages 15-87. ACM SIGGRAPH Course notes, 1996

- [3] Sweldens W.: *The lifting scheme: a custom-design construction of biorthogonal wavelets*. *J. Appl. and Comput. Harmonic Analysis*, 3 (2): 186-200, 1996.

- [4] Daubechies I., Sweldens W.: *Factoring wavelet transforms into lifting steps*. *J. Fourier Anal. Appl.*, vol. 4, no. 3, pp. 245-267, 1998.

- [5] Calderbank A. R., Daubechies I., Sweldens W., Yeo B. -L.: *Wavelet transforms that map integers to integers*. Technical report, Department of Mathematics, Princeton University 1996.

- [6] M. D. Adams, F. Kossentini: *Reversible Integer-to-Integer Wavelet Transforms for Image Compression: Performance Evaluation and Analysis*, *IEEE Trans. on Image Processing*. vol. 9, no. 6, pp. 1010-1024, June 2000.

- [7] Stępień J.: *Przybliżona wersja transformacji falkowej sygnałów cyfrowych*. Praca doktorska, AGH 2001.

- [8] Duda K.: *Bezstratna kompresja sygnału EKG z zastosowaniem całkowitolitczbowych transformacji falkowych*. Praca doktorska, AGH 2002.

- [9] Coifman R. R., Wickerhauser M. V.: *Entropy-Based Algorithms for Best Basis Selection*. *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 38, no. 2, March 1992

- [10] Duda: *Computing Interpolating Predictors without Boundary Effect for Wavelet Lifting Transform*, *Proc. International Conference on Signals and Electronic Systems*, Ustroń, s. 125-130, 2000.

- [11] Zieliński, J. Stępień, K. Duda: *Filter Design for Adaptive Lifting Schemes*, *Proc. European Signal Process. Conference*, Tampere, Finland, 2000.

- [12] Stępień, T. Zieliński, R. Rumian: *Image Denoising Using Scale-Adaptive Lifting Schemes*, *Proc. IEEE Int. Conf. Image Process.*, Vancouver, Canada, 2000.

- [13] J. Stępień, T. Zieliński: *Signal Denoising Using Line-Adaptive Lifting Wavelet Transform*, *Proc. IEEE Instrumentation and Measurement Conference*, Budapest, s. 1386-1392, 2001.

- [14] K. Duda: *Lossless ECG Compression with Adaptive Lifting Wavelet Transform*, *Proc. International TICSP Workshop on Spectral Methods and Multirate Signal Processing*, Pula, s. 57-60, 2001.

- [15] K. Duda, P. Turcza, T. Zieliński: *Lossless ECG Compression with Lifting Wavelet Transform*, *Proc. IEEE Instrumentation and Measurement Conference*, Budapest, s. 640-644, 2001.

- [16] J. Bułat, P. Turcza, J. Stępień: *Lossless Compression of Biomedical Images: A Comparative Study*, *Proc. International Conference on Signals and Electronic Systems*, Łódź, s. 73-78, 2001.

- [17] J. Stępień, J. Bułat: *Application of Integer to Integer Lifting Schemes to Lossless Compression of Medical Images*, *Proc. International TICSP Workshop on Spectral Methods and Multirate Signal Processing*, Pula, s. 225-230, 2001.

- [18] R. Rumian, J. Stępień: *A Reconfigurable FPGA Implementation of Lifting-Based Discrete Wavelet Transform*, *Proc. International TICSP Workshop on Spectral Methods and Multirate Signal Processing*, Pula, s. 189-191, 2001.

- [19] P. Rajda, R. Rumian, J. Stępień: *A Reconfigurable FPGA Approach to Lifting-Based Lossless Image Compression*, *Proc. International Conference on Signals and Electronic Systems*, Łódź, s. 215-220, 2001.