

## Michał BOŁTRUKIEWICZ, Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK

POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT ELEKTRONIKI I TELEKOMUNIKACJI, ZAKŁAD METROLOGII

# Algorytmy kondycjonowania sygnału fotopletyzmo graficznego

### Dr inż. Michał BOŁTRUKIEWICZ



Ukończył Wydział Elektryczny Politechniki Poznańskiej na kierunku Automatyka i Robotyka w 1994 roku. Stopień doktora nauk technicznych uzyskał na tym samym wydziale w roku 2003. Obecnie pracuje jako adiunkt w Zakładzie Metrologii Instytutu Elektroniki i Telekomunikacji Politechniki Poznańskiej. Jego zainteresowania naukowe koncentrują się na tematyce przetwarzania i modelowania sygnałów pomiarowych (w szczególności biomedycznych), pomiarowych aplikacjach mikrokontrolerów oraz konstrukcji elektronicznych przetworników i kondycjonerów sygnałów. W swoim dorobku naukowym posiada 35 publikacji.

e-mail: boltruk@et.put.poznan.pl

### Prof. dr hab. inż. Anna CYSEWSKA-SOBUSIAK



Absolwentka Wydziału Elektrycznego Politechniki Poznańskiej, specjalność: miernictwo elektryczne i przyrządy pomiarowe. Stopnie naukowe uzyskała w latach: doktora nauk technicznych - w 1978 r., doktora habilitowanego - w 1995 r. Tytuł naukowy profesora uzyskała w roku 2002. Od roku 1971 zatrudniona na Wydziale Elektrycznym Politechniki Poznańskiej, obecnie na stanowisku profesora zwyczajnego. Jej dorobek naukowy obejmuje ponad 140 publikacji, w tym książki, artykuły, patenty, wdrożenia. Dziedziny działalności naukowej: elektrotechnika, elektronika oraz biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Główne zainteresowania dotyczą metrologii elektronicznej i biomedycznej oraz optoelektronicznej techniki sensorowej.

e-mail: Anna.Cysewska@put.poznan.pl

### Streszczenie

W pracy omówiono wybrane algorytmy przeznaczone do kondycjonowania sygnału fotopletyzmo graficznego (PPG). Zaprezentowano konfigurację analogowej części toru akwizycji. Zaproponowano metodę określenia pasma szumów i redukcji składowej o charakterze szumowym. Dokonano wyboru optymalnej metody segmentacji przebiegu. Zaproponowano algorytm do wykrywania patologicznych zaburzeń miarowości pracy serca. Zaprezentowano model przebiegu sygnału PPG i wyniki jego parametryzacji.

### Abstract

The selected algorithms of photoplethysmographic signal (PPG) conditioning have been described. The configuration of the analog part of an acquisition circuit was presented. The evaluation of the noise band and the method of noise component reduction have been proposed. The optimal method of PPG signal segmentation was selected. The algorithm for detecting pathological disturbances of the heart rhythm was proposed. The model of PPG waveform and results of its parameterization were presented.

## 1. Wprowadzenie

Sygnał fotopletyzmo graficzny (PPG) jest pozyskiwany w wyniku nieinwazyjnej transiluminacji dobrze ukrwionej warstwy tkanek [1,2,4,5], za pomocą czujnika optoelektronicznego. Jego główną składową jest fala tętna, której przebieg odzwierciedla zjawiska hemodynamiczne (zmiany ilości krwi tętnicznej) zachodzące synchronicznie z pracą serca w naczyniach krwionośnych [3]. Do detekcji sygnału PPG wykorzystuje się zarówno odbiciowy, jak i prześwietleniowy wariant interakcji światło-żywe tkanki. Zaletą wariantu prześwietleniowego są względnie większe zmiany wykrywanych pulsacji tętnicznych, wadą – możliwość badania tylko takich warstw tkanek, które są optycznie cienkie.

Sygnały biomedyczne, do których zalicza się m.in. sygnał fotopletyzmo graficzny, są zaliczane do tzw. sygnałów „trudnych” zarówno z powodu specyficznych wymagań dotyczących metod pozyskiwania, jak również z uwagi na obecność licznych artefaktów (zakłóceń pochodzenia organicznego) utrudniających w istotny sposób dalsze cyfrowe kondycjonowanie. Przebieg fali tętna jest naturalną cechą obiektu, natomiast sygnał PPG zostaje wymuszony przez optyczne i elektroniczne procedury pomiarowe.

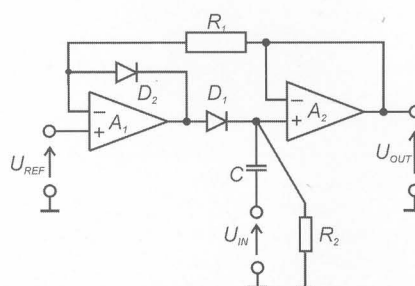
Pulsooksymetria – jedyna nieinwazyjna metoda pomiaru saturacji tlenowej krwi tętnicznej – kojarzy zasady spektrofotometrii *in vivo* z zasadami fotopletyzmo grafii [2]. Wykrywalność obwodowych pulsacji tętnicznych jest niezbędnym warunkiem realizacji tej metody. Przydatność pulsooksymetrii i jej ciągły rozwój, a jednocześnie istniejące wciąż ograniczenia, skłaniają do poszukiwania metod kondycjonowania sygnału PPG w celu uzyskania dodatkowych informacji diagnostycznych związanych m.in. z właściwościami dynamicznymi naczyń krwionośnych [5,6]. Z punktu widzenia przydatności diagnostycznej istotnymi właściwościami tętna są częstość, miarowość, wy-

pełnienie, napięcie. Zróznicowanie przyczyn zmian tych właściwości jest możliwe przez badanie EKG [4,7], ale do oceny ich efektu hemodynamicznego bardzo przydatne jest monitorowanie fali tętna obwodowego. Zapisane dane EKG i PPG można wykorzystać do poszukiwań nieprawidłowości w pracy układu krążenia.

## 2. Konfiguracja analogowego toru kondycjonowania

Surowy sygnał fotopletyzmo graficzny, uzyskiwany na wyjściu pulsooksymetru oprócz fali tętna, stanowiącej jego główną składową, zawiera liczne zakłócenia, wśród których największy udział mają: składowa wolnozmienna, powstająca na skutek ruchów monitorowanego pacjenta (np. ruchów oddechowych) oraz wysokoczęstotliwościowa składowa o charakterze szumowym.

Usunięcie składowej wolnozmiennnej realizowano dwuetapowo: z surowego sygnału usuwano całkowicie składową stałą, której wartość miała charakter przypadkowy, a następnie kształtowano jej poziom tak, aby dostosować do wymagań toru akwizycji. W pierwszym etapie wykorzystywano filtr górnoprzepustowy, natomiast w drugim rozważono zastosowanie jednego z dwóch alternatywnych rozwiązań: sumatora liniowego i aktywnego układu przylegania [7], który pokazano na rys. 1.

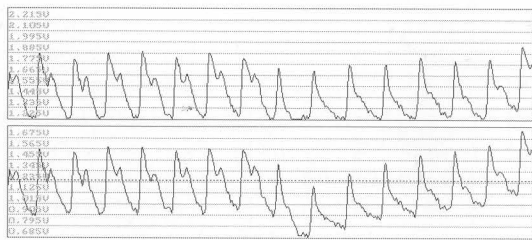


Rys. 1. Aktywny układ przylegania.

Działanie pierwszego z wymienionych układów polegało na dodawaniu do przebiegu wejściowego napięcia, którego wartość dobierano niezależnie od parametrów przetwarzanego sygnału. Drugi układ regulował wartość składowej stałej przebiegu w taki sposób, aby minima przebiegu wejściowego przylegały do zadanej wartości napięcia odniesienia. Podczas testów zaobserwowano także, że układ posiada możliwość redukcji składowej wolnozmiennnej o amplitudzie nie większej niż 200mV, co zaprezentowano na rys. 2.

W dolnej części rysunku pokazano przebieg wejściowy zawierający składową wolnozmienną o niewielkiej amplitudzie, a w górnej przebieg wyjściowy układu, z którego prawie całkowicie została usunięta składowa wolnozmienna.

Oba prezentowane rozwiązania realizowały przyjęte założenia, jednak ostatecznie w torze kondycjonowania sygnału fotopletyzmo graficznego

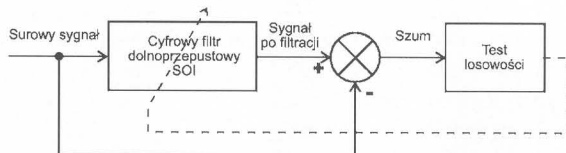


Rys. 2. Działanie układu przylegania.

zastosowano układ przylegania. O takim wyborze zdecydowały przede wszystkim: możliwość wykorzystania napięcia przylegania jako poziomu odniesienia przetwarzanego sygnału oraz zdolność układu do kompensacji niewielkiej składowej wolnozmiennnej.

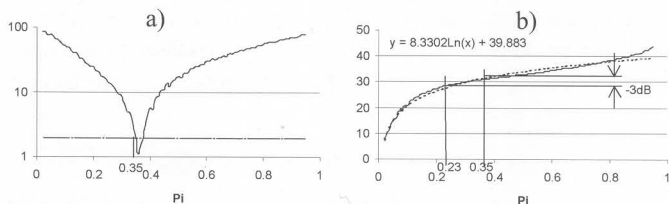
### 3. Redukcja składowej o charakterze wysokoczęstotliwościowym

Do usunięcia składowej wysokoczęstotliwościowej wykorzystano cyfrowy filtr dolnoprzepustowy o skończonej odpowiedzi impulsowej. Procedura wyznaczania częstotliwości odcięcia filtru wykorzystywała iteracyjny algorytm pokazany na rys. 3, którego zadaniem była rekonstrukcja i test losowości składowej usuwanej w wyniku filtracji. Wykorzystywano skuteczny i prosty w implementacji test zmian znaku. Dopóki składowa usuwana w wyniku filtracji wykazywała charakter losowy, operację tę powtarzano, zmniejszając w kolejnych krokach częstotliwość odcięcia filtru.



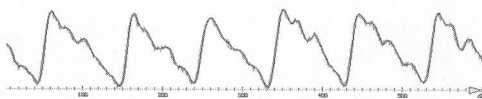
Rys. 3. Algorytm wyznaczania pasma szumów.

Ostatnią z testowanych częstotliwości traktowano jako dolną granicę pasma szumów badanego przebiegu, i wyznaczano dla niej moc przebiegu po filtracji. W kolejnym kroku kontynuowano zmniejszanie częstotliwości odcięcia filtru do momentu, gdy moc badanego przebiegu zmniejszała się o 3dB. W ten sposób, przy niewielkiej stracie mocy przebiegu eliminowano z sygnału komponenty wysokoczęstotliwościowe, których pasmo częstotliwościowe znajdowało się w bliskim sąsiedztwie pasma szumów. Przebieg zmian mocy przebiegu po filtracji i ostateczne ustalenie częstotliwości odcięcia dolnoprzepustowego filtru cyfrowego ilustruje rys. 4b.



Rys. 4. Wyznaczanie częstotliwości odcięcia FDP.

Wyniki filtracji sygnału PPG pokazano na rys. 5. Przebieg przed filtracją, z wyraźnie zarysowaną składową wysokoczęstotliwościową, zaznaczono kolorem szarym, natomiast przebieg po filtracji, pozbawiony składowej o charakterze szumowym, narysowano kolorem czarnym.



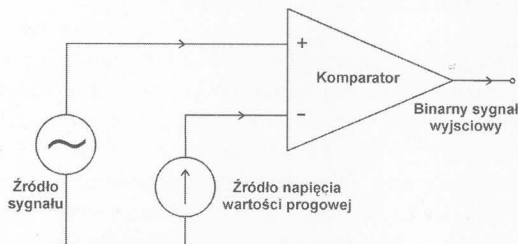
Rys. 5. Efekt usuwania składowej o charakterze szumowym.

### 4. Segmentacja przebiegu fotopletyzma graficznego

Segmentacja jest to podział przebiegu na fragmenty, z których każdy zawiera jeden pełen okres badanego przebiegu. Stanowi ona niezbędny

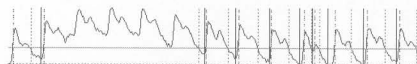
element każdego pomiaru częstotliwości lub okresu, a sposób jej realizacji w istotny sposób determinuje uzyskiwaną dokładność pomiaru.

Pierwszą grupę badanych algorytmów segmentacji stanowiły algorytmy progowe ze stałym lub zmiennym progiem, których schemat blokowy pokazano na rys. 6.



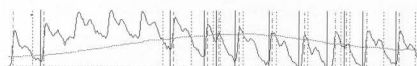
Rys. 6. Algorytm segmentacji z wartością progową.

Przykładowy wynik segmentacji sygnału PPG uzyskany za pomocą algorytmu ze stałą wartością progową przedstawiono na rys. 7. Jego charakterystyczną cechą jest brak reakcji na artefakty pojawiające się w sygnale, co skłania do wniosku, że omawiany algorytm nie powinien być wykorzystywany do segmentacji sygnału PPG.



Rys. 7. Segmentacja ze stałą wartością progową.

Dużo lepsze wyniki uzyskano w wyniku zastosowania adaptacji wartości progowej w zależności od bieżących charakterystyk sygnału. W początkowej fazie badań wartość progu detekcji wyznaczano w oparciu o kryterium średniej bieżącej. Istotnym problemem okazała się jednak optymalizacja okresu uśredniania. Ponieważ nie udało się opracować jednolitej procedury umożliwiającej dobór czasu uśredniania, każdorazowo dobierano go indywidualnie do analizowanego przebiegu. Przykładowy wynik segmentacji uzyskany przy zastosowaniu omawianego algorytmu pokazano na rys. 8.



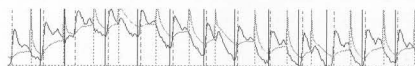
Rys. 8. Segmentacja z wartością progową wyznaczaną wg kryterium średniej bieżącej.

Przykład zaprezentowany na rys. 9 dobrze ilustruje omawiane problemy: szybkość zmian wartości progowej, zdeterminowana przez przyjęty czas uśredniania, okazała się zbyt mała w stosunku do szybkości zmian składowej wolnozmiennnej.

Ostatni z testowanych algorytmów adaptacji do wyznaczania wartości progowej wykorzystywał empiryczne kryterium asymptotycznej średniej bieżącej opisaną zależnością

$$X_k = \frac{1}{n} \left( X_{k-1} + \sum_{i=0}^{n-1} y_i \right) \quad (1)$$

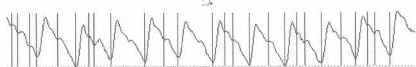
w której  $X_{k-1}$  oznacza wartość średnią z poprzedniego segmentu, a czas uśredniania jest proporcjonalny do liczby próbek analizowanego segmentu. Jak wykazały testy empiryczne, omawiany algorytm był najlepszym z testowanych algorytmów segmentacji, wykorzystujących detekcję wartości progowej.



Rys. 9. Segmentacja z wartością progową obliczaną w oparciu o kryterium empiryczne.

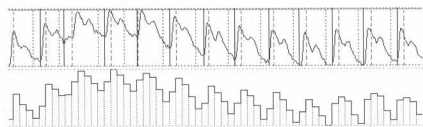
Druga grupa algorytmów wykorzystywała detekcję lokalnych punktów ekstremalnych przebiegu, a jej celem była lokalizacja ekstremów przebiegu wyznaczających początek i koniec kolejnego okresu. Z uwagi na charakter badanego przebiegu, zastosowanie opisywanego algorytmu segmentacji prowadziło do detekcji dużej

liczby punktów ekstremalnych o niewielkiej amplitudzie, nie będących początkiem lub końcem okresu (rys. 10).



Rys. 10. Segmentacja z detekcją lokalnych minimów.

Działanie tego typu algorytmów można było istotnie poprawić poprzez ograniczenie pasma badanego sygnału. Badane sygnały poddawano więc dekompozycji za pomocą dyskretnej transformaty falkowej wykorzystującej falkę Haar'a. Z badanych sygnałów usuwano następnie tzw. rozwinięcia szczegółowe obejmujące pasmo częstotliwości od  $\pi/16$  do  $\pi/2$  ( $\pi$  oznacza częstotliwość próbkowania). W tak zdekomponowanym sygnale pozostały składowe obejmujące pasmo częstotliwości od 0 do  $\pi/16$ , które nie zawierają innych lokalnych ekstremów poza tymi, które wyznaczają początki i końce kolejnych okresów. Przykładowe rozwinięcie zgrubne sygnału (przebieg dolny) oraz uzyskany wynik segmentacji (przebieg górny) pokazano na rys. 11.



Rys. 11. Segmentacja z wykorzystaniem transformaty falkowej.

Badane algorytmy segmentacji porównywano przy zastosowaniu dwóch wskaźników: wskaźnika skuteczności detekcji oraz wskaźnika błędów, opisanych odpowiednio zależnościami (2) oraz (3),

$$\alpha = \frac{M}{N} \quad (2)$$

$$\beta = \frac{P+Q}{N} \quad (3)$$

w których  $N$  oznacza rzeczywistą liczbę segmentów,  $M$  liczbę poprawnie wykrytych segmentów,  $Q$  liczbę segmentów, które nie zostały wykryte, a  $P$  liczbę błędnie wykrytych dodatkowych segmentów. Wartości wskaźników, uzyskane dla poszczególnych algorytmów segmentacji, zestawiono w tabeli 1.

Tab. 1. Porównanie algorytmów segmentacji

Rodzaj algorytmu segmentacji	$\alpha$	$\beta$
ze stałą wartością progową	0,376	0,664
z wartością progową obliczaną w oparciu o średnią arytmetyczną	0,943	0,163
z wartością progową obliczaną w oparciu o formułę empiryczną	0,993	0,014
z detekcją punktów ekstremalnych	1	>>1
wykorzystujący transformatę falkową	0,982	0,021

Najlepsze wyniki uzyskano dla algorytmu progowego wykorzystującego kryterium asymptotycznej średniej bieżącej oraz dla algorytmu wykorzystującego transformatę falkową. W ujęciu statystycznym wyniki uzyskiwane za pomocą obu algorytmów były porównywalne - zapewniają uzyskanie bardzo precyzyjnej segmentacji i w konsekwencji pozwalają na dokładne określenie okresu i częstotliwości sygnału PPG. Pozostałe z testowanych algorytmów nie nadają się do segmentacji sygnału fotopletyzmo graficznego ze względu na stosunkowo duże wartości wskaźnika błędów.

## 5. Analiza okresu sygnału PPG

Typową miarą częstości tętna jest liczba skurczów serca zachodzących w ciągu jednej minuty. Możliwość dokładnego pomiaru okresu dowodzi jednak, że wykorzystywana powszechnie miara częstości tętna ma charakter uśredniony i nie dostarcza informacji

o zmianach okresu fali tętna zachodzących w czasie pomiaru. Jest to normalne zjawisko, które można zaobserwować u ludzi zdrowych, u których nie stwierdzono wcześniej schorzeń układu krążenia związanych z niemiarowością pracy serca. Dowiedziano empirycznie [6], że opisane zjawisko ma charakter losowy o normalnym rozkładzie prawdopodobieństwa, co pozwala sformułować zależność opisującą okres fali tętna w postaci

$$T = T_0 + N(0, \sigma) \quad (4)$$

w której  $T_0$  oznacza nieznaną wartość wzorcową, a  $N(0, \sigma)$  jest szumem białym o zerowej wartości średniej i wariancji  $\sigma$ .

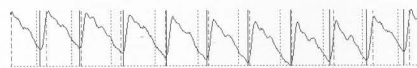
W ramach prowadzonych badań poszukiwano efektywnego algorytmu, który uwzględniając naturalną niemiarowość rytmu serca, potrafiłby automatycznie wykrywać sytuacje patologiczne, takie jak np. nadmierne wydłużenie pojedynczego okresu, mogące świadczyć o występowaniu pewnych rodzajów zaburzeń miarowości (np. arytmii). Do badania tego typu zaburzeń zaproponowano algorytm predykcyjny, którego działanie polegało na określeniu lokalizacji czasowej początku następnego okresu fali tętna. W tym celu wykorzystywano przedziały tolerancji okresu fali tętna [6] wyznaczane na podstawie kilkudziesięciu wcześniejszych pomiarów okresu. Początek kolejnego okresu przewidywano w przedziale czasowym obliczanym według zależności (5) i (6)

$$t_1 = t_0 + T_1 \quad (5)$$

$$t_2 = t_0 + T_2 \quad (6)$$

w których  $t_1$  i  $t_2$  oznaczają odpowiednio lokalizację czasową początku i końca obszaru predykcji,  $t_0$  oznacza lokalizację czasową końca ostatniego okresu, natomiast  $T_1$  i  $T_2$  to odpowiednio dolna i górna granica przedziału tolerancji.

Działanie algorytmu zaprezentowano na rys. 12, wykorzystując przykładowy fragment sygnału fotopletyzmo graficznego o przebiegu fizjologicznym. Początki i końce kolejnych przedziałów predykcji zaznaczono liniami odpowiednio kropkowaną i kreskowaną, natomiast wynik segmentacji linią ciągłą.



Rys. 12. Predykcja lokalizacji kolejnych okresów PPG.

Oczywistą cechą omawianego algorytmu jest jego adaptacyjny charakter, umożliwiający elastyczną reakcję na długotrwałe zmiany częstości tętna np. zwiększenie częstości tętna wskutek wysiłku. Jest to wyraźnie widoczne na rys. 12 - wskutek zmniejszenia częstotliwości predykcja trzeciego okresu sygnału zakończyła się niepowodzeniem, a lokalizacja następnych obszarów predykcji „dostosowuje się” do nowych warunków.

## 6. Model systemu generującego sygnał PPG

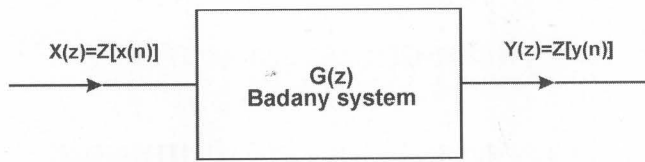
Charakterystyczny przebieg fali tętna pozwala wstępnie określić właściwości dynamiczne badanego systemu. Można w niej wyróżnić składową mającą postać tłumionych oscylacji, co tłumaczy m.in. powstawanie tzw. wcięcia dykrotycznego stanowiącego minimum pierwszej oscylacji oraz składowe o charakterze wykładniczym, których obecność można tłumaczyć stopniowym zmniejszaniem się ilości krwi przedostającej się do krwioobiegu żylnego.

Dokładne określenie liczby składowych oraz ich udziału ilościowego wymaga podejścia parametrycznego i określenia parametrów modelu matematycznego, który może mieć przykładowo postać transmitancji dyskretnej badanego systemu danej zależnością (7)

$$G(z) = \frac{b_{n-1}z^{n-1} + b_{n-2}z^{n-2} + \dots + b_1z + b_0}{z^n + a_{n-1}z^{n-1} + \dots + a_1z + a_0} \quad (7)$$

Do identyfikacji parametrów modelu matematycznego stosowano metodę największej wiarygodności [8,9], zakładając że badany



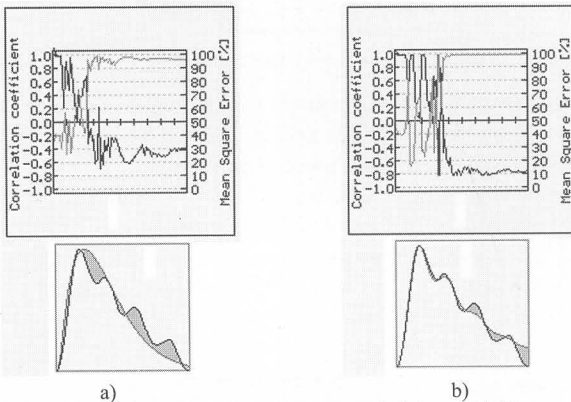


Rys. 13. Schemat blokowy identyfikowanego systemu.

system ma postać pokazaną na rys. 13, a sygnał fotopletyzmo­graficzny jest jego sygnałem wyjściowym.

Wobec braku informacji o postaci sygnału wejściowego, do ana­lizy przyjęto impuls jednostkowy. W konsekwencji otrzymywane modele obejmowały zarówno dynamikę systemu, jak i sygnał wej­ściowy, bez możliwości rozdzielenia obu tych składowych. Do oce­ny wyników identyfikacji wykorzystywano błąd średniokwadratowy oraz współczynnik korelacji.

W początkowej fazie badań stopień złożoności struktury modelu ustalano w oparciu o wyniki testów rzędu, zgodnie z którymi należa­ło identyfikować model 4-go rzędu. Uzyskiwane modele były jednak bardzo zgrubnym przybliżeniem identyfikowanego systemu. Na rys. 14a pokazano przebieg odpowiedzi impulsowej uzyskanego modelu (linia szara) nałożony na badany fragment przebiegu PPG (linia czarna) oraz zestawiono przebiegi wartości błędu średniokwadratowego i współczynnika korelacji w kolejnych krokach identyfikacji. Zacie­niowały obszar ilustruje istnienie rozbieżności wartości błędu średniokwadratowego, która wynosiła od 15% do 30%.



Rys. 14. Porównanie wyników identyfikacji modeli 4-go (a) i 12-go rzędu (b).

Udowodniono, że dużo lepsze wyniki można uzyskać identyfikując model przewymiarowany. Granicznym rozmiarem struktury modelu, powyżej którego nie zaobserwowano radykalnej poprawy dokładności, była transmitancja 12-go rzędu. Błędy średniokwadratowe uży­skiwane dla modeli 12-go rzędu wynosiły od 5% do 15%, były więc znacznie mniejsze niż w przypadku modeli 4-go. Ilustruje to rys. 14b, na którym pokazano przebieg odpowiedzi impulsowej mo­delu 12-go rzędu nałożony na badany sygnał PPG oraz przebieg błę­du średniokwadratowego i współczynnika korelacji.

Po rozłożeniu uzyskiwanej transmitancji 12-go rzędu na czynni­ki 1-go i 2-go rzędu i usunięciu składowych o niewielkim udziale ilościowym otrzymywano ponownie model 4-go rzędu. Redukcja składowych o mało znaczącym udziale powodowała nieznaczny wzrost błędu średniokwadratowego, który wynosił przeciętnie 0,5%, w skrajnych przypadkach nie przekraczając 2%. Pozostałe, dominujące składowe modelu 12-go rzędu, które ponownie utwo­rzyły model 4-go, poddawano następnie odwrotnej transformacji Z i otrzymywano równanie odpowiedzi impulsowej badanego mo­delu w funkcji czasu dane zależnością:

$$y(n) = k_1 \text{Exp}\left(\frac{t_s}{T_1}(n-1)\right) + k_2 \text{Exp}\left(\frac{t_s}{T_2}(n-1)\right) + k_3 \text{Exp}\left(\frac{t_s}{T_3}(n-1)\right) \text{Sin}\left(2\pi f_0 \sqrt{1-\zeta^2} t_s(n-1) + \varphi\right) \quad (8)$$

Uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że odpowiedź impulso­wa modelu, stanowiąca aproksymację rzeczywistego przebiegu PPG, składa się z trzech składowych: dwóch o charakterze wykład­niczym oraz jednego o charakterze oscylacyjnym. Otrzymane równanie potwierdza i jednocześnie uściśla tezę dotyczącą składo­wych sygnału PPG, sformułowaną na podstawie obserwacji prze­biegu. W wyniku przeprowadzonej analizy numerycznej udało się ponadto określić wartości wszystkich parametrów (stałych czaso­wych, współczynników wzmocnienia itd.), które w równaniu (8) występują w postaci symbolicznej.

## 7. Podsumowanie

Opisane algorytmy zostały wstępnie przetestowane w warun­kach laboratoryjnych, przy użyciu przebiegów o typowym, fi­zjologicznym charakterze, a uzyskane wyniki potwierdzają dużą efektywność kondycjonowania sygnału fotopletyzmo­graficznego. Obecnie trwa proces ich weryfikacji, po którym planuje się dalsze eksperymenty z wykorzystaniem przebiegów o charakte­rze patologicznym.

Głównym celem przeprowadzonych badań było stworzenie ze­stawu algorytmów mogących skutecznie poprawić kondycjona­nie sygnału PPG. Jednym z zasadniczych założeń było zapewnie­nie możliwości ich działania w czasie rzeczywistym, przy ograniczonych możliwościach urządzeń przetwarzających dane. Spośród opracowanych algorytmów, warunku tego nie spełniają je­dyne algorytmy wykorzystywane do identyfikacji struktury mode­lu, ze względu na znaczną złożoność obliczeniową. W tym przy­padku nie jest to jednak konieczne, natomiast bardzo istotne w przypadku pozostałych algorytmów, ponieważ brak możliwości pracy w czasie rzeczywistym ogranicza ich aplikacyjną użytecz­ność. Zaprezentowane algorytmy były projektowane w celu kondycjonowania sygnału fotopletyzmo­graficznego, ale zakres za­stosowań opracowanego zestawu obejmuje także inne „trudne” sy­gnały – w tym biomedyczne.

## 8. Literatura

- [1] Blattacharya J., Kanjilal P.P., Muralidhar V.: Analysis and characteri­zation of photoplethysmographic signal; IEEE Trans. Biomed. Eng, 48, 2001, 5-11.
- [2] Cysewska-Sobusiak A.: Powers and limitations of noninvasive measu­rements implemented in pulse oximetry; Biocybernetics and Biomedica­l Engineering, vol. 22, 2002, pp. 81-98.
- [3] Traczyk W.Z.: Fizjologia człowieka w zarysie; PZWL, Warszawa 1992.
- [4] Biopomiary, red. W. Torbicz, L. Filipczyński, R. Maniewski, M. Na­łęcz, E. Stolarski, t. 2, w: Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna 2000, red. M. Nałęcz, Polska Akademia Nauk, Akademicka Oficyna Wyd. Exit, Warszawa 2001.
- [5] Bołtrukiewicz M.: Pozyskiwanie i kondycjonowanie sygnału fotople­tyzmo­graficznego; Rozprawa doktorska, promotor A. Cysewska-So­busiak, Politechnika Poznańska, Poznań 2003.
- [6] Bołtrukiewicz M., Cysewska-Sobusiak A.: Novel approach to proces­sing of a PPG signal, Proc. SPIE, vol. Optoelectronic and Electronic Sensors, Bellingham, USA, vol. 4887, 2002, pp. 118-123.
- [7] Pałko T.: Elektroniczne techniki badania rytmu serca i hemodynamiki, Post. Fiz. Med., nr 19, 1984, s. 3-11.
- [8] Bobrowski D., Maćkowiak-Lybacka K.: Wybrane metody wnioskowa­nia statystycznego; skrypt PP nr 1599, Wyd. Politechniki Poznań­skiej, Poznań, 1990.
- [9] Söderström T., Stoica P.: Identyfikacja systemów, PWN, Warszawa, 1997.

**Title:** The algorithms of photoplethysmographic signal conditioning.

Artykuł recenzowany