

Dobór filtrów cyfrowych w pomiarach sygnałów fotopletyzmograficznych

Streszczenie. W artykule zaprezentowano model systemu mikroprocesorowego do monitorowania tętna i natlenienia krwi z publikacją wyników pomiaru w sieci Ethernet za pośrednictwem brokera MQTT. Dokonano oceny jakości i przydatności sygnału PPG do wyznaczania parametrów biomedycznych za pomocą statystycznych wskaźników jakości sygnału pomiarowego: perfuzji, skośności i kurtozy. Dobrano filtry dyskretne do przetwarzania sygnału PPG: DC blocker oraz filtr dolnoprzepustowy.

Abstract. The article presents a model of a microprocessor system for monitoring heart rate and oxygen saturation of blood and publishing the measurement results over the Ethernet by MQTT broker. Signal Quality Index of the PPG signal was evaluated using statistical indicators: perfusion, skewness and kurtosis. Adequate digital filters were selected for PPG signal processing: DC blocker and low pass filter. (Selection of digital filters for measurements of photoplethysmographic signals).

Słowa kluczowe: sygnał PPG, SQI - wskaźnik jakości sygnału pomiarowego, perfuzja, kurtoza, skośność

Keywords: PPG signal, SQI – Signal Quality Index, perfusion, kurtosis, skewness

Wstęp

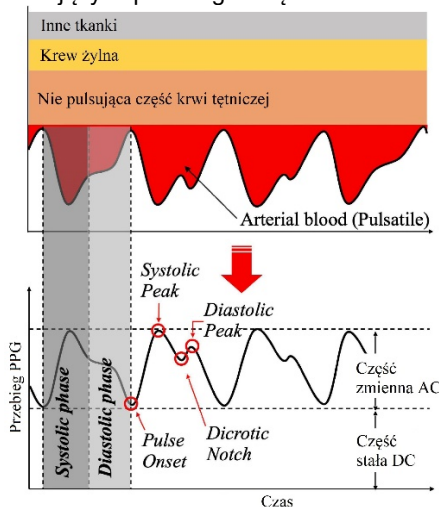
Zdalne śledzenie podstawowych parametrów biomedycznych: tętna (HR – Heart Rate) i natlenienia krwi (SPO₂ – oxygen saturation) daje możliwość szybkiej reakcji w sytuacji zagrożenia zdrowia i życia.

Monitorowanie tych parametrów można prowadzić przy wykorzystaniu czujnika PPG (*Photoplethysmography*) działającego w oparciu o zjawisko pochłaniania światła przez hemoglobinę utlenioną i nieutlenioną. Źródłem światła w czujniku są dwie diody emitujące promieniowanie optyczne w zakresie długości fali: czerwona (RED LED) od 600 nm do 750 nm oraz podczerwona (IR LED) od 850 nm do 1000 nm. Światło emitowane przez diody, po przejściu przez tkanki, jest odbierane przez fotodetektor i stanowi sygnał pomiarowy PPG.

Sygnał z czujnika PPG musi zostać sprawdzony pod względem jakościowym, ponieważ jest narażony na szумы i interferencje wynikające z warunków, w jakich został pobrany. Do tego celu służą statystyczne wskaźniki jakości sygnału SQI (*Signal Quality Indicators*): perfuzja, skośność i kurtoza.

Sygnał fotopletyzmograficzny (PPG)

Przebieg sygnału PPG składa się z powtarzających się (na skutek ciągłej pracy serca) odcinków odzwierciedlających przebieg fali tętna.



Rys.1. Przykładowy przebieg sygnału PPG z zaznaczonymi punktami charakterystycznymi [1]

Jeden okres sygnału PPG zaczyna się od wartości minimalnej, po której następuje wysokie zbocze narastające do maksimum sygnału PPG zwanego *systolic peak*. Wzrost wartości odpowiada fazie skurczowej przepływu krwi, która rozchodzi się bezpośrednio od serca do naczyń krwionośnych. Następnie krzywa opada do wcięcia *dicrotic notch* oraz minimalnie rośnie do szczytu lokalnego zwanego *diastolic peak*, po czym znowu opada do minimum. Opadanie wartości odpowiada fazie rozkurczowej fali tętna (rys.1) [1].

Składowa stała DC sygnału PPG jest zależna od absorpcji światła w tkankach: skóry, mięśni, kości oraz niepulsującej krwi żyłnej. Składowa zmienna AC sygnału PPG wynika z absorpcji światła w pulsującej krwi tętniczej oraz żyłnej.

Sposób przetwarzania sygnału PPG zależy od mierzonych parametrów. Do wyznaczenia pulsu HR (*heart rate*) wystarczy sygnał pomiarowy uzyskiwany z użyciem diody IR, do pomiaru natlenienia krwi potrzebny są sygnały PPG z obu diod: podczerwonej oraz czerwonej.

Model systemu monitorowania parametrów biomedycznych

Do budowy modelu wybrano: czujnik oksymetryczny MAX30100, procesor STM32H745ZI na płycie rozwojowej Nucleo, moduł WIFI ESP8266, mikrokomputer Raspberry Pi 3B oraz smartfon z aplikacją klienta MQTT (*Message Queuing Telemetry Transport*) (rys.2).

Czujnik oksymetryczny MAX30100 jest kompletnym układem pomiarowym parametrów biomedycznych. Zawiera diody RED LED oraz IR LED, fotodetektor, elementy optyczne, elementy elektroniki niskoszumnej, układ eliminacji wpływu światła docierającego z otoczenia, a dodatkowo czujnik temperatury. Sygnał fotopletyzmograficzny jest podawany na wewnętrzny przetwornik ADC typu delta-sigma o rozdzielczości 16-bitowej. Szybkość próbkowania jest parametrem programowalnym w zakresie od 50sps do 1000sps (samples per second). Komunikacja z czujnikiem odbywa się zgodnie z protokołem I2C, a akwizycja danych polega na odczytaniu rejestrów FIFO, w których czujnik zapisuje próbki pomiarowe napięcia obu diod.

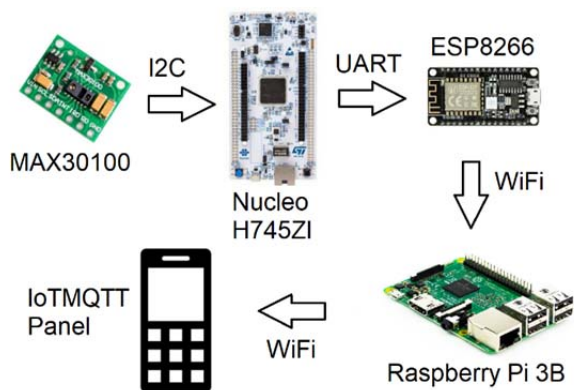
Jednostką obliczeniową parametrów biomedycznych jest mikrokontroler STM32H7 firmy STMicroelectronics, który kontroluje pracę czujnika oksymetrycznego z użyciem interfejsu I2C i oblicza parametry biomedyczne z pobranych próbek sygnału. Obliczone wartości tętna, natlenienia krwi i

temperatury przesyła w uporządkowanych ramach do modułu WiFi za pomocą interfejsu UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter).

Moduł WiFi oczekuje na transfer danych na porcie komunikacyjnym UART, po rozpoznaniu początku i końca ramki, wyodrębnia dane i przesyła do brokera MQTT za pomocą WiFi.

Brokerem sieci MQTT jest mikrokomputer Raspberry Pi w wersji 3B+ firmy Raspberry Pi Foundation, na którym zainstalowano system Raspbian w wersji Buster oraz pakiety brokera Mosquitto. Do konfiguracji access point wykorzystano oprogramowanie serwera DHCP i DNS oraz oprogramowanie wewnętrzne karty sieciowej. Urządzenie w trybie access point pracuje bezpośrednio z modułem WiFi.

Do komunikacji w sieci Ethernet wykorzystano protokół MQTT oparty na wzorcu publikacja/subskrypcja. Przesyłane wiadomości są podzielone na grupy tematyczne. Nadawca (czujnik biomedyczny) przesyła (publikuje) wiadomości do brokera w ramach wybranego tematu. Odbiorca (aplikacja Android) subskrybuje temat, w którym następnie odbiera komunikaty. Dane są publikowane w postaci tekstu.



Rys.2. Struktura układu pomiarowego parametrów biomedycznych

Aplikacja Android służy jako interfejs użytkownika prezentujący graficznie lub tekstowo komunikaty przesłane przez brokera.

Konfiguracja czujnika MAX30100 do współpracy z mikrokontrolerem STM32H7

Połączenia mikrokontrolera z czujnikiem biomedycznym oraz z modułem WiFi skonfigurowano w programie graficznym środowiska STM32CubeIDE. Magistrala I2C pracuje z prędkością 400 kbps, transmisja szeregową UART odbywa się z prędkością 115200bps. Mikrokontroler nadzoruje działanie czujnika biomedycznego poprzez zapis i odczyt wbudowanych rejestrów: stanu, konfiguracyjnych i stosu FIFO, na którym są przechowywane dane pomiarowe.

Moduł MAX30100 steruje impulsową pracą wbudowanych diod RED LED oraz IR LED. Szerokość impulsu prądowego diod jest programowana w zakresie od 200us do 1600us. Wybrano 1600us dla uzyskania 16-bitowej rozdzielczości wbudowanego przetwornika ADC.

Natężenie prądu diod jest programowane w zakresie od 1 mA do 50 mA. Dla diody czerwonej dobrano empirycznie i skonfigurowano w rejestrach natężenie prądu 33,8mA, a dla diody IR 27,1mA, uzyskując w ten sposób zbliżone zakresy wartości przebiegów pomiarowych z obu diod.

Próbki napięcia z obu diod były pobierane z prędkością 100 sps i zapisywane w rejestrze FIFO. Jeśli praca odbywa się w trybie „heart rate only” to próbki napięcia z diody RED LED nie są wykorzystywane, ale struktura FIFO pozostaje nie zmieniona.

Wszystkie próbki pobrane w czasie jednej pętli

programu są uśredniane, aby usunąć rozrzut wyniku pomiarowego.

Wyznaczenie wartości tętna i natlenienia krwi

Do pomiaru tętna zgodnie z zaleceniami medycznymi mogą być brane próbki, w których rytm serca wynosi od 50 do 220 uderzeń na minutę, zatem podstawowa harmoniczna przebiegu PPG znajduje się w zakresie między 0,83Hz i 3,66Hz [2].

Przy wykorzystaniu czujnika MAX30100 zebrano próbki sygnału PPG z krótkich okresów pomiaru (2 sekundy) od pacjenta w stanie spoczynku, co gwarantuje prawidłowe wyniki pomiaru. Przyjęto częstotliwość próbkowania 100 sps.

Przed wyznaczeniem wartości parametrów tętna oraz natlenienia krwi, sygnał PPG poddano filtracji w kaskadzie dwóch filtrów dyskretnych składającej się z filtru eliminującego składową stałą oraz filtru dolnoprzepustowego. Eliminację składowej stałej przeprowadzono w filtrze IIR (*Infinite Impulse Response*) typu DC blocker III-go rzędu. Filtry DC blocker wykazują stany nieustalone na wyjściu o czasie trwania równym około 4 sekund, dlatego pierwsze 3 sekundy pomiaru należy odrzucić jako błędne. Zważywszy na spoczynkowy charakter pomiaru można dopuścić takie opóźnienie.

Tętno wyznaczone z rozdzielczością 0,1667Hz (10,0 BPM uderzeń serca na minutę) przy wykorzystaniu transformacji FFT wykonanej dla 600 próbek.

Natlenienie krwi wyznaczono jako stosunek krwi natlenionej do krwi całkowitej. Wartość natlenienia krwi wyznaczono na podstawie noty katalogowej producenta czujnika. Metoda zaleca wyrównanie poziomów świecenia diod, usunięcie składowej stałej z sygnałów pomiarowych i wyznaczenie wartości średniokwadratowych napięcia składowych AC i DC sygnałów z obu diod. Następnie wyznaczany zostaje współczynnik R zdefiniowany jako stosunek wartości średniokwadratowej RMS (*root mean square*) składowych AC oraz DC sygnałów z diody czerwonej oraz IR

$$(1) \quad R = \frac{AC_{RMSRED} / DC_{RMSRED}}{AC_{RMSIR} / DC_{RMSIR}}$$

gdzie AC_{RMSRED} i AC_{RMSIR} są wartościami średniokwadratowymi napięcia składowych AC diod RED oraz IR, natomiast DC_{RMSRED} i DC_{RMSIR} są wartościami średniokwadratowymi napięcia składowych DC diod RED oraz IR. Współczynnik natlenienia krwi w pierwszym przybliżeniu wyznaczono z liniowego modelu standardowego

$$(2) \quad SPO2 = 100 - 25 \cdot R$$

Dokładniejsze badanie zależności między absorpcją światła a natlenieniem krwi wykazuje nieliniowości drugiego rzędu [3]. Współczynniki a, b, c opisane wzorem (3) wyznaczono wykonując serię pomiarów za pomocą zbudowanego modelu i porównując wyniki z wzorcowym pulsoksymetrem.

$$(3) \quad SPO2 = a \cdot R^2 + b \cdot R + c$$

gdzie a, b i c to współczynniki równania drugiego rzędu opisującego związek między natlenieniem krwi, a współczynnikiem R wyznaczonym we wzorze (1).

Wskaźniki jakości sygnału pomiarowego

Czujniki sygnałów biomedycznych są narażone na czynniki zewnętrzne wpływające na dokładność pomiaru takie jak ruch pacjenta w trakcie pomiaru i światło

docierające z otoczenia. Czynniki te nioszą szum i interferencje na sygnał pomiarowy.

Szumy i interferencje usunięto w procesie filtracji dolnoprzepustowej. Konsekwencją filtracji może być również niepożądana utrata cech charakterystycznych istotna przy wizualnej ocenie prawidłowości przebiegu fali tętna. W badaniach obserwowano wpływ filtracji na zmiany szybkości narastania przebiegu PPG oraz zmniejszenie lub zwiększenie amplitudy zafalowań.

Ocenę wpływu filtracji dolnoprzepustowej na sygnał PPG przeprowadzono przez obliczenie wskaźników statystycznych SQI: perfuzji, skośności i kurtozy na wyjściu filtru i odniesienie ich do wartości tych samych wskaźników na wejściu filtru.

Perfuzja, skośność i kurtoza są traktowane jako parametry jakościowe sygnału PPG i służą do kwalifikacji sygnałów przydatnych do wyznaczania parametrów biomedycznych [4,1]. Każdy z tych parametrów statystycznych ocenia sygnał pod innym względem.

Perfuzja jest wskaźnikiem względnych różnic między punktami lokalnych minimum i maksimum przebiegu PPG.

Perfuzja została obliczona za pomocą wzoru

$$(4) \quad P_{SQI} = \frac{y_{\max} - y_{\min}}{|x_{sr}|} \times 100$$

gdzie: y_{\max} , y_{\min} – wartości maksymalna i minimalna filtrowanego sygnału PPG, x_{sr} – wartość średnia surowego, niefiltrowanego sygnału PPG.

Skośność S_{SQI} jest momentem centralnym trzeciego rzędu rozkładu wartości próbek i miarą niesymetrii obserwacji. Wartość oraz znak skośności przed i po filtracji dolnoprzepustowej powinny być zachowane, co gwarantuje możliwość rozpoznania punktów diastolic, dicrotic i systolic przebiegu PPG. Skośność została obliczona na wyjściu filtru dolnoprzepustowego ze wzoru

$$(5) \quad S_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{y_i - y_{sr}}{\sigma} \right]^3$$

gdzie: y_i – filtrowany sygnał PPG, y_{sr} – wartość średnia filtrowanego sygnału PPG, N – liczba próbek sygnału, σ – odchylenie standardowe próbek sygnału.

Kurtoza K_{SQI} jest momentem centralnym czwartego rzędu i miarą koncentracji obserwacji. Znak i wartość kurtozy przed i po filtracji powinny pozostać takie same. Kurtoza została wyznaczona dla sygnału filtrowanego ze wzoru

$$(6) \quad K_{SQI} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{y_i - y_{sr}}{\sigma} \right]^4$$

Dobór filtru dolnoprzepustowego

Filtr dolnoprzepustowy stanowi drugi w kaskadzie filtr sygnału PPG, na wejście przyjmuje sygnał z wyeliminowaną składową stałą.

Przydatność filtrów dolnoprzepustowych różnych rodzajów i rzędów została oceniona za pomocą wskaźników SQI: perfuzji, skośności i kurtozy wyznaczonych dla sygnału PPG na wyjściu filtru. Wielkością odniesienia dla analizy była wartość liczbowa tych wskaźników wyznaczona na wejściu filtru dolnoprzepustowego.

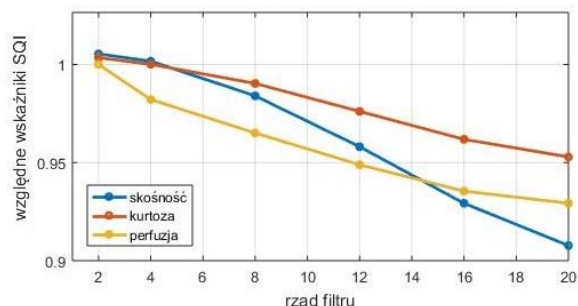
Do analizy wybrano filtry różnych typów. W grupie filtrów FIR przebadano filtry z oknami Blackmana i Hamminga, filtr

najmniejszych kwadratów oraz filtr średniej ruchomej. W grupie filtrów IIR przebadano filtr Butterwortha, Czebyszewa I-go i II-go typu oraz filtr eliptyczny.

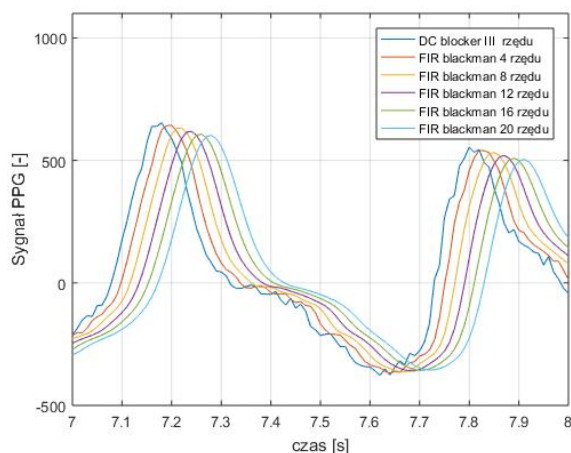
Przebadano wpływ następujących parametrów filtrów na wartości wskaźników SQI sygnału po filtracji:

- rząd filtru FIR w granicach od 2 do 30, rząd filtru IIR w granicach od 2 do 10.
 - zafalowanie w paśmie przepustowym dla filtrów IIR Czebyszewa typu I oraz eliptycznego od 0.1 dB do 3 dB
 - zafalowanie w paśmie zaporowym dla filtrów Czebyszewa typu II oraz eliptycznego od 20 do 60 dB
 - częstotliwość graniczna 3 dB w zakresie od 3 do 10 Hz
- W niniejszym artykule zdecydowano się na przedstawienie reprezentatywnych przypadków w grupie filtrów FIR oraz IIR.

Reprezentatywnym przedstawicielem w grupie filtrów FIR jest filtr Blackmana o częstotliwości odcięcia 8 Hz, tj. przenoszący do piątej harmonicznej częstotliwości tętna. Przebadano filtry rzędów od 4 do 20. Na rysunku 3 pokazano, że w badanym filtrze Blackmana wskaźniki perfuzji, skośności i kurtozy odniesione do wejścia utrzymują wartości zbliżone do jedności. Dobrą jakość sygnału PPG potwierdzają też przebiegi wyjściowe analizowane w funkcji czasu, które wizualnie nie odbiegają kształtem od przebiegu z wejścia filtru, co pokazano na rysunku 4, a równocześnie skutecznie uśredniają składowe interferencje i szumów



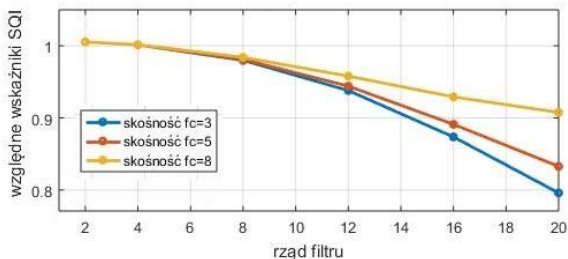
Rys.3. Przebiegi względnej wartości wskaźników SQI odniesione do wejścia filtru w funkcji rzędu filtru FIR z oknem Blackmana o częstotliwości granicznej 8 Hz



Rys.4. Przebiegi czasowe sygnałów PPG na wejściu i wyjściu filtru z oknem Blackmana o częstotliwości granicznej 8 Hz w funkcji rzędu filtru

W filtrach FIR tłumienie poza pasmem oraz nachylenie charakterystyki fazowej rosną z rzędem filtru, przy czym charakterystyka fazowa jest liniowa. W celu sprawdzenia wrażliwości wskaźników SQI na wzrost tłumienia i wzrost nachylenia charakterystyki fazowej poza pasmem

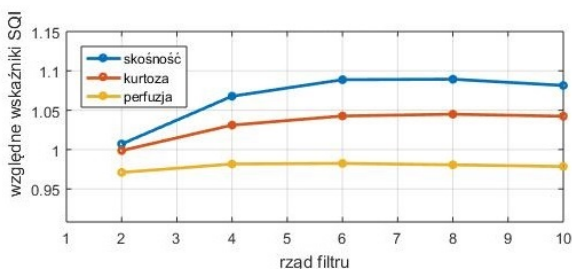
wykreślono zmienność wskaźników SQL w funkcji rzędu filtru z oknem Blackmana o częstotliwości granicznej 8 Hz. Ze wzrostem rzędu filtru następuje degradacja wartości wszystkich wskaźników, przy czym, jak pokazano na rys.5, zmiany skośności są największe. Skośność wykazuje największą wrażliwość na usunięcie wyższych harmonicznych z sygnału PPG i opóźnienia grupowe między składowymi sygnałami. Obserwację tą potwierdzono również w przypadku innych filtrów FIR oraz IIR.



Rys.5. Przebiegi zmienności skośności w funkcji rzędu filtru dla filtru Blackmana o częstotliwości granicznej 3, 5 i 8 Hz

W grupie filtrów IIR reprezentatywnymi przedstawicielami są filtr Butterwortha oraz eliptyczny o częstotliwości granicznej 8Hz.

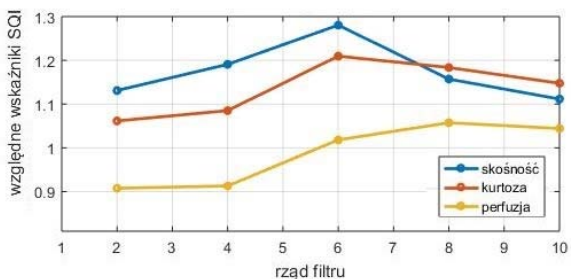
Na rysunku 6 pokazano, że dla badanego filtru Butterwortha wskaźniki perfuzji, skośności i kurtozy odniesione do wejścia utrzymują wartości zbliżone do jedności. Potwierdzono, że sygnał na wyjściu filtru obserwowany w funkcji czasu nie odbiega kształtem od sygnału wejściowego filtru.



Rys.6. Przebiegi względnej wartości wskaźników SQL odniesione do wejścia filtru w funkcji rzędu filtru IIR Butterwortha o częstotliwości granicznej 8 Hz

Na rysunku 7 pokazano, że dla badanego filtru eliptycznego wskaźniki jakości SQL odbiegają od jedności.

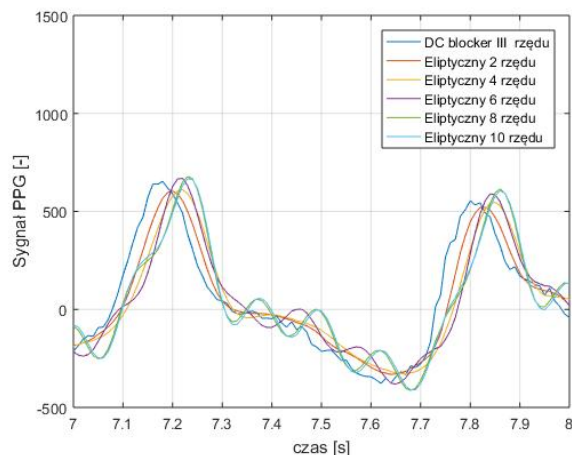
Filtracja eliptyczna, a także nie prezentowana tu filtracja IIR Czebyszewa I i II rodzaju, nie gwarantuje sygnału PPG dobrej jakości. Filtry te charakteryzują się większą, w porównaniu z filtrem Butterwortha, nierównomiernością wzmocnienia oraz nieliniowością charakterystyki fazowej,



Rys.7. Przebiegi względnej wartości wskaźników SQL odniesione do wejścia filtru w funkcji rzędu filtru IIR eliptycznego o częstotliwości granicznej 8 Hz

Wizualna ocena przebiegu wyjściowego w funkcji czasu, pokazana na rysunku 8, pozwala zauważyć, że filtracja eliptyczna wygenerowała dodatkowe maksima lokalne

utrudniające rozpoznanie punktów systolic i diastolic. Należy to wiązać z silną nieliniowością charakterystyki fazowej filtru w okolicy częstotliwości granicznej oraz nierównomiernością charakterystyki amplitudowej.



Rys.8. Przebiegi czasowe sygnałów PPG na wejściu i wyjściu filtru IIR eliptycznego o częstotliwości granicznej 8 Hz w funkcji rzędu filtru

Podsumowanie

Zmniejszenie wskaźnika perfuzji po filtracji dolnoprzepustowej nie wpływa na zaburzenie kształtu przebiegu PPG, a jedynie na spłaszczenie amplitud, zatem można dopuścić zmniejszenie wartości perfuzji bez negatywnych konsekwencji dla czytelności przebiegu czasowego PPG. Jednak perfuzja na wyjściu filtru na poziomie 0.6 wartości wejściowej jest już niedopuszczalna za względu na znaczną niwelację amplitud sygnału PPG.

Porównano wrażliwość wskaźników skośności i kurtozy na pogorszenie jakości sygnału pomiarowego PPG spowodowanej usunięciem wyższych harmonicznych z sygnału. Wykazano większą wrażliwość wskaźnika skośności.

Potwierdzono empirycznie, że wartości wskaźników skośności i kurtozy nie oddają w pełni deformacji kształtu przebiegu PPG wprowadzonej przez filtrację dolnoprzepustową. Deformacje te należy przypisać nierównomiernej charakterystyce amplitudowej oraz nieliniowej charakterystyce fazowej filtru. Filtry IIR z zafalowaniami w pasmie przepustowym i zaporowym pogarszają jakość sygnału PPG w większym stopniu niż filtry FIR o liniowej charakterystyce fazowej.

Autorzy: dr inż. Dorota Rabczuk, Uniwersytet Morski w Gdyni, Zakład Telekomunikacji Morskiej, ul. Morska 81-87, 81-225 Gdynia, E-mail: d.rabczuk@we.umg.edu.pl; mgr inż. Jakub Beling, absolwent kierunku Elektronika i Telekomunikacja UMG w Gdyni, ul. Morska 81-87, 81-225 Gdynia, E-mail: beling.jakub@wp.pl

LITERATURA

- [1] Junyung P., Hyeon S., Sang-Su K., Hangsik S.: Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review, *Frontiers of Physiology* (2022), doi: 10.3389/fphys.2021.808451
- [2] Stroganovs R.: Implementing pulse oximeter using MAX30100, *Morf Coding & Engineering*, <https://morf.lv/implementing-pulse-oximeter-using-max30100/>
- [3] Guidelines for SPO2 measurement using the Maxim MAX32664 sense hub, application note 6845, Maxim Integrated, 2014
- [4] Liang Y., Eglendi M., Chen Z., Ward R., An optimal filter for short photoplethysmogram signals, *Scientific Data* 5:180076 (2018) doi: 10.1038/sdata.2018.76