

Wyznaczanie czasu propagacji Fali tętna w oparciu o sygnały EKG i PPG

Streszczenie. W artykule przedstawiono nowatorską metodę pozwalającą na wyznaczanie czasów propagacji fali tętna, która bazuje na jednoczesnym pomiarze sygnałów EKG i PPG. Kluczowa dla proponowanego algorytmu dokładność wyznaczenia początkowego i końcowego punktu pomiarowego danego sygnału, silnie zależy od procedur wstępnego przetwarzania. Proponowane rozwiązanie opiera się na rozwijanej przez autorów metodzie korelacji aktualizowanego na bieżąco wzorca sygnału z aktualnie analizowanym fragmentem sygnału.

Abstract. In this article was presented a novel method for determining a pulse transit time, which is based on simultaneous measurement of ECG and PPG signals. The key to the proposed algorithm, the accuracy of determining the starting and ending measuring point of a given signal, strongly depends on the pre-processing procedures. The proposed solution is based on the method of correlation of the currently updated signal pattern with the currently analyzed fragment of signal, developed by the authors. **The method for determining a pulse transit time, which is based on simultaneous measurement of ECG and PPG signals**

Słowa kluczowe: czas propagacji fali tętna, prędkość fali tętna, elektrokardiografia, fotopletyzmografia.

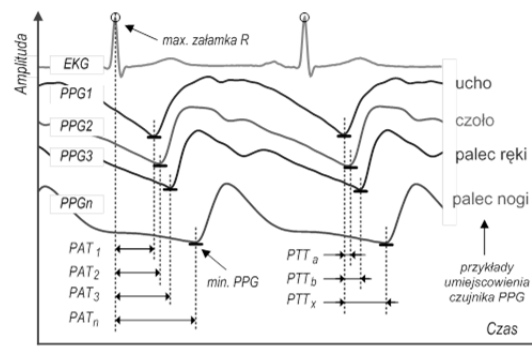
Keywords: pulse transit time, pulse wave velocity, electrocardiography, photoplethysmography.

Wprowadzenie

Choroby układu krążenia są obecnie uznawane jako główna przyczyna zgonów na świecie, a w Polsce są przyczyną blisko połowy zgonów [1]. Jedną z istotnych chorób układu krążenia jest nadciśnienie tętnicze, które mierzone jest zwykle metodą osłuchową Korotkowa. Metoda ta jednak nie nadaje się do ciągłego stosowania i jest niewygodna w użyciu. Z tego powodu poszukiwane są nowe metody pomiarowe, pozwalające na długoterminowy pomiar i dostarczające dodatkowych informacji klinicznych. Najbardziej obiecującą jest metoda polegająca na wykorzystaniu zależności czasu propagacji fali tętna *PTT* (ang. *Pulse Transit Time*) od ciśnienia panującego w tętnicach. Umożliwia ona ciągłą, nieinwazyjną, bezpieczną i wygodną dla pacjenta estymację ciśnienia tętniczego krwi [2]. Czas propagacji fali tętna, to czas po którym fala pokonuje określony odcinek układu krwionośnego. Znając dokładną odległość między punktami pomiarowymi można wyznaczyć dodatkowy parametr – prędkości rozchodzenia się fali tętna *PWV* (ang. *Pulse Wave Velocity*).

Obecnie prowadzonych jest bardzo wiele badań mających na celu dokładny pomiar czasu propagacji fali tętna. Jedną z metod jest metoda polegająca na jednoczesnym pomiarze sygnału elektrokardiograficznego (EKG) i fotopletyzmograficznego (PPG) [3]. Wartość wypadkowa czasu propagacji fali tętna bazuje na wartościach, które wyznaczone są na podstawie momentów występowania określonych punktów charakterystycznych. W sygnale EKG najczęściej stosowanym punktem charakterystycznym jest wartość maksymalna załamek R. W przypadku sygnału PPG punktami charakterystycznymi mogą być np.: wartość minimalna, która stanowi początek fragmentu sygnału PPG, wartość maksymalna lub maksimum I lub II pochodnej [4]. Czas propagacji fali tętna wyznaczany od momentu wystąpienia załamek R sygnału EKG do określonego punktu charakterystycznego sygnału PPG określany jest mianem czasu *PAT* (ang. *Pulse Arrival Time*). Czas propagacji fali tętna wyznaczany tylko na podstawie sygnałów PPG, które zostały zarejestrowane w różnych miejscach pomiarowych określany jest mianem czasu *PTT*.

Na rys. 1 zilustrowano wprowadzone definicje czasów *PAT* i *PPT*. W tym przykładzie, wartość *PAT* wyznaczana jest na podstawie wartości maksymalnej załamek R oraz wartości minimalnej sygnału PPG.



Rys. 1. Określenie czasów *PAT* i *PTT* [4]

Akwizycja i wstępne przetwarzanie sygnałów

Aby poprawnie wyznaczać czasy *PAT* i *PTT*, wymagany jest synchroniczny pomiar sygnałów EKG i PPG. W tym celu zaprojektowano system pomiarowy *MPTT* [3-5], umożliwiający jednoczesną akwizycję sygnału EKG oraz 8. sygnałów PPG. Wszystkie sygnały zarejestrowane w grupie ochotników próbkowano częstotliwością 250 Hz.

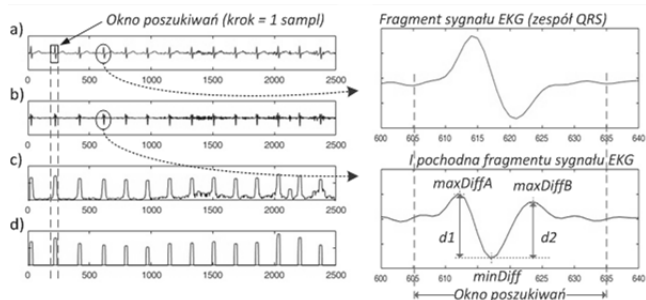
Zarejestrowane sygnały przed wykonaniem zasadniczego przetwarzania muszą zostać poddane filtracji w celu usunięcia niepożądanych składowych i zakłóceń losowych, które mogą istotnie zafałszować wartości wyznaczanych czasów *PAT/PTT*. Zakłócenia mogą mieć wiele różnych źródeł [6-9] i większość z nich może być skutecznie zredukowana przy pomocy odpowiednich technik filtracji. Inne zakłócenia, np. spowodowane ruchem, są praktycznie niemożliwe do wyeliminowania.

W niniejszym artykule zaproponowano metodę filtracji bazującą na dyskretnej transformacji falkowej *DWT* (ang. *Discrete Wavelet Transform*). Dla sygnałów próbkowanych z częstotliwością 250 Hz konieczne jest przeprowadzenie dekompozycji, z wykorzystaniem odpowiednio dobranej falki, co najmniej do poziomu 7. Z uzyskanych detali (D1-D7) oraz aproksymacji wybierane są tylko te składowe, które zawierają najwięcej informacji użytecznych. Na podstawie wstępnych badań pilotażowych, zarówno do filtracji sygnałów EKG jak i PPG, wybrano falkę db9. Odfiltrowany sygnał EKG zawierał składowe bazujące na współczynnikach detali D3-D9, natomiast sygnał PPG składał się z sygnałów bazujących na współczynnikach D4-D8. W praktyce mogą być również stosowane inne metody filtracji.

Lokalizacja punktów charakterystycznych sygnału EKG

Najbardziej rozróżnialnymi elementami w sygnale EKG są załamki: P, Q, R, S, T i rzadziej U. Z uwagi na znaczącą amplitudę oraz ostry kształt załamek R, jego maksimum jest najczęściej wybierane jako punkt charakterystyczny. W proponowanej metodzie załamek R pełni rolę punktu proksymalnego (początkowego), względem którego wyznaczane są chwilowe wartości czasu PAT. Sygnał EKG pełni również funkcję sygnału synchronizującego, wykorzystywanego w przetwarzaniu sygnału PPG.

Detekcja załamek R realizowana jest przy pomocy usprawnionej metody opisanej w [10]. Szerokość zespołu QRS mieści się w granicach od 0,04 s do 0,12 s, co odpowiada od 10 do 30 próbek (dla $f_s = 250$ Hz). Właściwość ta została wykorzystana do utworzenia specjalnego okna przetwarzania W_ECG , którego rozmiar (30 próbek) pozwala zawrzeć cały zespół QRS, ale bez pozostałych załamek. Okno to przesuwane jest wzdłuż całej funkcji i pochodnej z krokiem wynoszącym jedną próbkę pomiarową. W każdym kroku przetwarzania poszukiwana jest wartość minimalna funkcji i pochodnej – $minDiff$ (jeżeli okno obejmuje cały zespół QRS to wartość ta najczęściej stanowi zbocze opadające – załamek S). Wartość minimalna umownie dzieli to okno na dwie części. W części pierwszej liczonej od początku okna W_ECG do wartości $minDiff$ poszukiwana jest wartość maksymalna i pochodnej, tj. wartość $maxDiffA$. Natomiast w drugiej części okna przetwarzania, liczonej od wystąpienia $minDiff$ do końca okna przetwarzania W_ECG , również poszukiwana jest wartość maksymalna i pochodnej – $maxDiffB$. W przypadku, gdy okno W_ECG obejmuje cały zespół QRS, to wartość $minDiff$ jest bardzo mała, natomiast wartości $maxDiffA$ oraz $maxDiffB$ są relatywnie bardzo duże. Otrzymujemy wówczas duże wartości $d_1 = maxDiffA - minDiff$ oraz $d_2 = maxDiffB - minDiff$. W celu zwiększenia dystansu od przypadkowych niewielkich zmian, suma $d_1 + d_2$ jest podnoszona do kwadratu. Wynik tego działania w dalszej części artykułu będzie określany mianem przebiegu $d1d2p$. Na rys. 2 przedstawiono procedurę przetwarzania sygnału EKG, która pozwala wskazać lokalizację zespołu QRS.



Rys. 2. Procedura przetwarzania sygnału EKG pozwalająca wskazać obszar występowania zespołu QRS [11]: a) sygnał; b) i pochodna; c) suma wartości d_1 i d_2 ; d) kwadrat sumy d_1 i d_2

W każdym kroku przetwarzania zapamiętywana jest aktualna wartość $d1d2p$ oraz lokalizacje wystąpienia wartości $minDiff$ oraz $maxDiffA/B$. Pozwala to na sprawne wskazanie tych wartości, na podstawie których wyznaczone zostały poszczególne wartości przebiegu $d1d2p$. Dodatkowym usprawnieniem proponowanej metody jest „wygładzenie” $d1d2p$, realizowane jest przy pomocy funkcji średniej kroczącej, uodporniające procedurę na zakłócenia impulsowe.

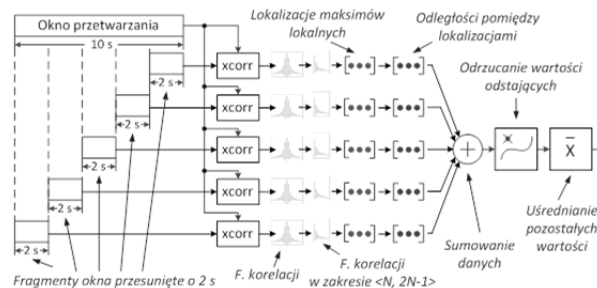
W oparciu o wygładzony przebieg $d1d2p$ wyznaczane są wartości stanowiące lokalne maksima. W celu wyselekcjonowania prawidłowych lokalizacji maksimów lokalnych, które dotyczą prawidłowych lokalizacji zespołów

QRS, konieczne jest utworzenie dynamicznego progu, powyżej którego wartości te uznawane będą za prawidłowe. Próg ten wyznaczany jest na podstawie 2-sekundowych odcinków, których aktualna wartość stanowi 40% wartości maksymalnej $d1d2p$. Znalezione punkty maksimów lokalnych, które znajdują się powyżej dynamicznego progu, są uznawane za poprawne lokalizacje wskazujące położenie zespołu QRS.

Dysponując wcześniej zapisanymi informacjami dotyczącymi wartości $maxDiffA$ oraz $maxDiffB$, można dla każdego poprawnego maksimum przebiegu $d1d2p$, wskazać poprawny zakres, w którym występuje załamek R. Znając wąski zakres wystąpienia załamek R, można precyzyjnie znaleźć jego położenia.

Lokalizacja punktów charakterystycznych sygnału PPG

Z uwagi na bardzo zmienny charakter sygnału PPG oraz możliwość wystąpienia licznych zakłóceń, autorzy zaproponowali metodę wykorzystującą wzorec sygnału, który wyznaczany jest na podstawie ostatnich 10 s sygnału. Jest to rozwinięcie metod przedstawionych w [10, 11]. Do wyznaczania sygnału wzorca formuje się główny bufor pamięci – W_PPG . W pierwszej kolejności wyznaczana jest wartość średniego czasu powtarzania sygnału, który występuje w oknie przetwarzania. Schemat działania tej procedury przedstawiono na rys. 3.



Rys. 3. Procedura wyznaczania średniego czasu powtarzania sygnału PPG [10]

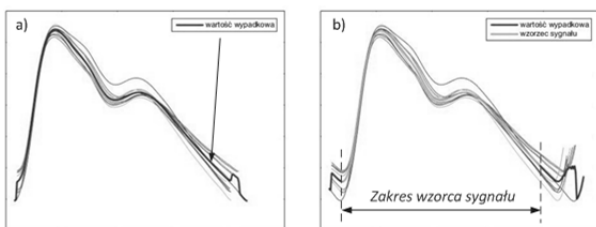
Sygnał występujący w oknie przetwarzania dzielony jest na 5 części o długości 2 s. Każda z tych części poddawana jest indywidualnie procedurze obliczania korelacji skrośnej. Podział sygnału na 5 części pozwala zwiększyć odporność tej metody na zakłócenia. Dodatkowo, korelacja fragmentów sygnału z całym sygnałem występującym w oknie przetwarzania pozwala uzyskać lokalne maksima, których wartości układają się na zbliżonym do siebie poziomie i wykazują trend funkcji stałej. Natomiast funkcja autokorelacji wykazuje trend funkcji gasnącej. W wyniku czego uzyskiwanych jest 5 indywidualnych funkcji korelacji. W każdej otrzymanej funkcji interesującą częścią przebiegu jest przebieg występujący w zakresie $\langle N, 2N - 1 \rangle$, gdzie N jest długością okna przetwarzania. Z nowo otrzymanych funkcji wyznaczane są punkty położenia maksimów lokalnych. Na podstawie tych punktów wyliczana jest odległość pomiędzy sąsiadującymi lokalizacjami. W ten sposób otrzymywane są wektory, które zawierają odległości pomiędzy lokalnymi maksimami zmodyfikowanej funkcji korelacji. Dane opisujące odległości są następnie łączone do wspólnego wektora i szeregowane w celu redukcji po 10 % skrajnych wartości. Z uzyskanego, wektora danych wyliczana jest następnie wartość średnia.

Kolejnym elementem tego bloku przetwarzania jest ekstrakcja indywidualnych, pełnych fragmentów sygnału PPG. W każdym pojedynczym fragmencie fali tętna występuje pierwsze i bardzo znaczące zbocze narastające, na którym występuje lokalne maksimum funkcji i pochodnej. Wartości ujemne i pochodnej są zerowane, gdyż nie dotyczą zboczy narastających. Zmodyfikowana funkcja (bez

wartości ujemnych) poddawana jest następnie operacji podnoszenia do kwadratu, co pozwala zwiększyć dystans pomiędzy istotnymi wartościami. Następnie wyznaczane są lokalizacje wszystkich maksimów lokalnych.

Podobnie jak w przypadku procedury wyznaczania punktów charakterystycznych EKG, również dla PPG konieczne jest zastosowanie dynamicznego proggu. Ponieważ analizowany sygnał występuje w oknie przetwarzania W_PPG o długości 2500 próbek pomiarowych, jest on dzielony na 5 równych części. Dla każdej części poszukiwana jest lokalna wartość maksymalna, która występuje w zmodyfikowanej funkcji I pochodnej. Wartość lokalnego fragmentu dynamicznego proggu, stanowi 40 % lokalnej wartości maksymalnej występującej w zmodyfikowanej funkcji I pochodnej. Po wyselekcjonowaniu poprawnych lokalizacji największych stromości zboczy narastających sygnału PPG, poszukiwane są poprzedzające te zbocza lokalne minima funkcji. Poszukiwanie wartości minimalnej odbywa się w specjalnym, mniejszym zakresie, który poprzedza wystąpienie lokalizacji największej stromości sygnału. Rozmiar tego zakresu stanowi 20 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału występującego w oknie przetwarzania W_PPG . Efektem działania tej części algorytmu jest wskazanie pełnych fragmentów sygnału PPG obrazujących „uderzenie” serca. Wyselekcjonowane fragmenty są następnie przekazywane do procedury synchronizacji z przetworzonym sygnałem EKG. Jako metodę synchronizacji wybrano metodę korelacji skrośnej.

W idealnym przypadku wszystkie fragmenty sygnału powinny się wzajemnie pokrywać. Niestety, w rzeczywistych sygnałach niektóre fragmenty sygnału mogą zaczynać się i kończyć z różnym położeniem w czasie. Bezpośrednie wyznaczenie wartości wypadkowej polegającej na uśrednieniu, powodowałoby wygenerowanie zniekształconego (w skrajnych położeniach) wzorca sygnału. Na rys. 4a przedstawiono zsynchronizowane fragmenty sygnału z zaznaczoną wartością wypadkową.

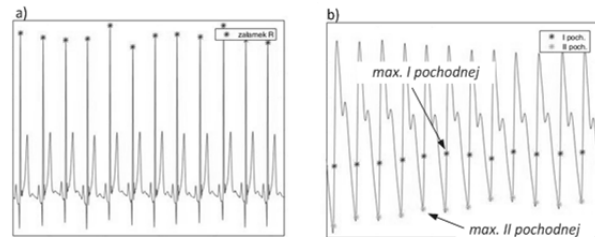


Rys. 4. Zsynchronizowane fragmenty sygnału: a) z wyznaczoną wartością wypadkową; b) z wyznaczoną wartością wypadkową i docelowym sygnałem wzorca

W celu zachowania wszystkich cennych informacji i redukcji nieciągłości sygnału wzorca, konieczna jest synchronizacja fragmentów, które zawierają więcej danych. Dlatego, ostatecznie synchronizowane są fragmenty dłuższe niż te które były brane do wyznaczania przesunięć. Nowe, szersze fragmenty, zawierają z obydwu stron po 5% więcej danych niż wyznaczone poprzednio pełne fragmenty. Długość docelowego sygnału wzorca wynosi 90 % wartości średniego czasu powtarzania sygnału (rys. 4b). Dysponując kompletnym sygnałem wzorca można wyznaczyć docelowe punkty charakterystyczne (maksimum I i II pochodnej), występujące w tym wzorcu. Wyznaczony wzorzec jest następnie poddawany korelacji skrośnej z całym sygnałem występującym w oknie przetwarzania.

Po wykonaniu wszystkich kroków przetwarzania uzyskiwany jest obszerny zbiór danych sygnału EKG i PPG, z którego grupowane są dane w których skrajne wartości nie odstają od siebie bardziej niż o 30 próbek. Z każdej grupy usuwane są wartości odstające (po ok. 15 %

najmniejszych i największych wartości). Pozostałe wartości po uśrednieniu stanowią docelowe lokalizacje wyznaczanych punktów charakterystycznych. Na rys. 5 przedstawiono przykładowy przebieg sygnału EKG i PPG z wyznaczonymi punktami charakterystycznymi.



Rys. 5. Przykładowe przebiegi sygnałów z wyznaczonymi punktami charakterystycznymi: a) EKG; b) PPG

Wyznaczanie chwilowych wartości PAT i PTT

W zależności od rodzaju wyznaczanych czasów propagacji fali tętna (PAT lub PTT), sygnał EKG może być sygnałem tylko synchronizującym, ale może również określać wartości odniesienia, na podstawie których wyznaczane zostaną czasy PAT. W tym celu tworzona jest macierz, w której pierwsza kolumna zawiera punkty synchronizujące EKG. Następne kolumny zawierają punkty charakterystyczne dotyczące sygnałów PPG. Kolejne punkty charakterystyczne EKG tworzą podzakresy, w których poszukiwane są odpowiadające punkty charakterystyczne PPG.

Badania testowe

W celu weryfikacji poprawności działania zaproponowanego algorytmu, przeprowadzono badania na 30 ochotnikach w wieku od 22 do 71 lat. W trakcie każdego badania osoba znajdowała się w pozycji leżącej i nie wykonywała żadnych ruchów. Elektrody EKG podłączono zgodnie z I odprowadzeniem Einthovena, natomiast czujnik PPG umieszczono na palcu wskazującym prawej ręki. W każdym badaniu wykonano 5-minutowe rejestracje, w których tylko ostatnia minuta poddawana była dalszej analizie. Tak długi czas rejestracji w odniesieniu do analizowanych danych, podyktowany był koniecznością stabilizacji organizmu badanej osoby, tj. stabilizacji tętna i respiracji. Dopiero po upływie kilku minut możliwa jest w miarę obiektywna analiza sygnału, który występuje w warunkach naturalnych. Przedstawioną metodę zaimplementowano w środowisku Matlab 2016b. Weryfikacja skuteczności zaproponowanego algorytmu polegała na początkowym, manualnym znalezieniu lokalizacji wystąpień załamek R sygnału EKG oraz wartości maksymalnych I i II pochodnej dotyczących sygnału PPG. Lokalizacje te były uznawane jako wzorcowe. Następnie, zarejestrowane sygnały przetworzono za pomocą proponowanego algorytmu, co pozwoliło automatycznie wygenerować wektory lokalizacji punktów charakterystycznych. W idealnym przypadku, wszystkie punkty charakterystyczne występujące w sygnale powinny zostać odnalezione przez algorytm. W rzeczywistych sygnałach, które oprócz sygnału użytecznego mogą zawierać również liczne zakłócenia, detekcja wszystkich lokalizacji punktów charakterystycznych może być znacząco utrudniona.

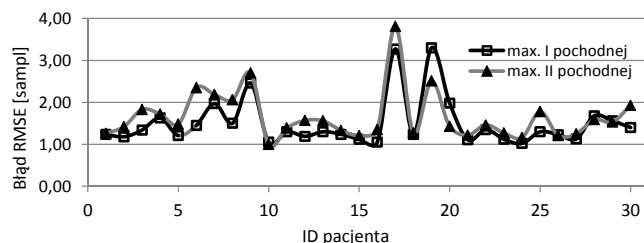
Pierwsze przeprowadzone badanie miało na celu określenie skuteczności detekcji punktów charakterystycznych. Skuteczność detekcji punktów charakterystycznych rozumiana jest jako stosunek liczby punktów poprawnie określonych przez algorytm do liczby wszystkich punktów występujących w sygnale. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Wyniki ilustrujące skuteczności detekcji punktów charakterystycznych

ID pacjenta	Poprawnie znalezione lokalizacje [%]			Fałszywe lokalizacje [%]		
	EKG R	PPG I poch.	PPG II poch.	EKG R	PPG I poch.	PPG II poch.
1	100	100	100	0	0	0
2	96,43	100	100	3,57	0	0
3	100	100	100	0	0	0
4	94,87	100	100	0	0	0
5	100	100	100	0	0	0
6	100	98,15	98,15	0	1,85	1,85
7	100	100	100	0	0	0
8	100	100	100	0	0	0
9	87,01	98,70	98,70	12,99	0	0
10	100	100	100	0	0	0
11	100	100	100	0	0	0
12	100	100	100	0	0	0
13	100	100	100	0	0	0
14	98,25	96,49	96,49	1,75	3,51	3,51
15	100	100	100	0	0	0
16	100	100	100	0	0	0
17	100	95,71	97,14	0	4,29	2,86
18	100	100	100	0	0	0
19	100	100	100	0	0	0
20	100	98,21	98,21	0	1,79	1,79
21	100	100	100	0	0	0
22	100	100	100	0	0	0
23	100	100	100	0	0	0
24	77,50	100	100	22,50	0	0
25	100	100	100	0	0	0
26	100	100	100	0	0	0
27	100	100	100	0	0	0
28	100	100	100	0	0	0
29	100	100	100	0	0	0
30	100	100	100	0	0	0

Zakłócenia występujące w sygnałach, mogą powodować, że algorytm dla danej ewolucji serca, może znaleźć więcej niż jeden określony punkt charakterystyczny. Takie działanie algorytmu jest błędne i wymaga stosowania dodatkowych mechanizmów selekcji punktów charakterystycznych, gdyż w takiej sytuacji nie można jednoznacznie określić, która lokalizacja jest prawidłowa. Natomiast w przypadku sygnałów nie zawierających zakłóceń, obserwuje się niemal 100% skuteczność. W jednym analizowanym przypadku (pacjent nr 9) zaobserwowano, że nie zlokalizowano poprawnie wszystkich punktów charakterystycznych PPG i nie wystąpiły również lokalizacje fałszywe, czyli lokalizacje punktów nieistniejących. Przedstawiony przypadek obrazuje, że algorytm nie wskazał niektórych punktów charakterystycznych.

Drugie badanie ukierunkowane było na weryfikację dokładności położenia punktów charakterystycznych znalezionych przez algorytm. Dane stosowane w tym badaniu, pochodziły tylko z poprawnie znalezionych lokalizacji. Jak przedstawiono wcześniej, lokalizacje odniesienia stanowiły punkty wyznaczone manualnie. Jako miarę dokładności przyjęto błąd RMSE (ang. *Root Mean Square Error*). Na rys. 6 przedstawiono uzyskane wyniki. Dla sygnału EKG błąd zawsze wynosił 0. Jest to związane z charakterem załamka R, który jest zwykle łatwy do wykrycia.



Rys. 6. Wyniki drugiego badania

Dla sygnału PPG, w większości przypadków błąd RMSE określenia czasu zawierał się w granicy od 1 do 2 próbek.

W przypadku sygnału PPG, kształt sygnału zmienia się w ramach każdej ewolucji serca. Wyznaczony wzorzec sygnału PPG, charakteryzuje się pewnym uśrednieniem sygnału. Uśrednienie to zmniejsza nieco dokładność detekcji punktów charakterystycznych, ale uodpornia system na występowanie pojedynczych silnych zakłóceń.

Wnioski i podsumowanie

Przeprowadzone badania testowe pokazały, że możliwa jest efektywna detekcja punktów charakterystycznych sygnału EKG i PPG. Z uwagi na szczególny charakter sygnału EKG, algorytm z niemal 100 % dokładnością wyznaczył lokalizacje wystąpień załamka R. Relatywnie niski błąd detekcji pozostałych punktów charakterystycznych pozwala na dość dokładne wyznaczenie poszukiwanych czasów PAT i PTT. Ciągły pomiar czasu propagacji fali tętna pozwala na ciągłe monitorowanie zmian ciśnienia tętniczego krwi. Pomiar tego typu stwarza ogromne możliwości diagnostyczne chorób układu sercowo-naczyniowego. Z uwagi na konieczność stosowania badań ukierunkowanych na pomiar prędkości fali tętna oraz alarmujące statystyki przedstawiane przez WHO, zasadne są dalsze badania i rozwój metod pomiaru i efektywnego wyznaczania czasu propagacji fali tętna.

Autorzy

mgr inż. Krzysztof Sieczkowski, Wydział Elektroniki, Wojskowa Akademia Techniczna (WEL WAT), e-mail: krzysztof.sieczkowski@wat.edu.pl, prof. dr hab. inż. Andrzej Piotr Dobrowolski, WEL WAT, e-mail: andrzej.dobrowolski@wat.edu.pl, dr inż. Tadeusz Sondej, WEL WAT, e-mail: tadeusz.sondej@wat.edu.pl, dr hab. n. med. Robert Olszewski, Narodowy Instytut Geriatrii, Reumatologii i Rehabilitacji, e-mail: robert.olszewski@spartanska.pl

LITERATURA

- [1] Cierniak-Piotrowska M., Marciniak G., Stańczak J., Statystyka zgonów i umieralności z powodu chorób układu krążenia, *Główny Urząd Statystyczny*, (2016)
- [2] Peter L., Noury N., Cerny M., A review of methods for non-invasive and continuous blood pressure monitoring: Pulse transit time method is promising?, *IRMB*, 35 (2014), No. 5, 271-282
- [3] Sieczkowski K., Sondej T., Dobrowolski A., Olszewski R., Projekt systemu zdalnego monitorowania zmian ciśnienia tętniczego krwi, *Elektronika: konstrukcje, technologie, zastosowania*, 58 (2017), nr 1, 17-21
- [4] Sondej T., Sieczkowski K., Olszewski R., Dobrowolski A., Simultaneous multi-site measurement system for the assessment of pulse wave delays, *Biocybernetics and Biomedical Eng.*, 39 (2019), 488-502
- [5] Olszewski R., Sondej T., Sieczkowski K., Poniatowska K., Dobrowolski A., Validating a new device for precise assessment of pulse wave velocity of arteries of various structures, *European Congress of Preventive Cardiology EuroPrevent 2019*, Lisbon, 11-13.04.2019
- [6] Han G., Lin B., Xu Z., Electrocardiogram signal denoising based on empirical mode decomposition technique: an overview, *Journal of Instrumentation*, 12 (2017)
- [7] Gambarotta N., Aletti F., Baselli G., Ferrario M., A review of methods for the signal quality assessment to improve reliability of heart rate and blood pressures derived parameters, *Med Biol Eng Comput.*, 54(2016), No.7, 1025-1035
- [8] Buxi D., Redouté J.M., Yuce M.R., A survey on signals and systems in ambulatory blood pressure monitoring using pulse transit time, *Physiol Meas.*, 36(2015), No. 3, R1-26
- [9] Cutmore T.R., James D.A., Identifying and reducing noise in psychophysiological recordings, *Int J Psychophysiol.*, 32 (1999), No. 2, 129-150
- [10] Sieczkowski K., Sondej T., Dobrowolski A., Olszewski R., Metoda ciągłego monitorowania zmienności czasu propagacji fali tętna oparta na analizie sygnału elektrokardiograficznego oraz fotopletyzmo graficznego, *XXXII Konferencja Naukowo-Techniczna „Ekomilitaris 2018”*, Zakopane, 4-7.09.2018
- [11] Sieczkowski K., Sondej T., Dobrowolski A., Olszewski R., Autocorrelation algorithm for determining a pulse wave delay, *20th Conference SPA*, 2016, 321-326