

DOI: 10.5604/01.3001.0010.7370

ZASTOSOWANIE APROKSYMACJI WIELOMIANOWEJ DO WYZNACZANIA ZAŁOMKÓW EKG

Marcin Maciejewski

Politechnika Lubelska, Instytut Elektroniki i Technik Informatycznych, Zakład Teleinformatyki i Diagnostyki Medycznej

Streszczenie. W celu wdrożenia elementów systemu telemedycznego związanego z diagnostyką [3], konieczne jest wcześniejsze zweryfikowanie wartości diagnostycznej algorytmów decyzyjnych odpowiedzialnych za wykrywanie stanów zagrożenia życia. Analiza przebiegu EKG jest w stanie dać informację o wielu takich stanach związanych z zaburzeniami układu krążenia [8]. W tym celu konieczne jest podjęcie szeregu działań prowadzących do budowy odpowiednich modeli. Pierwszym krokiem jest filtracja i przygotowanie danych [1], następnie ekstrakcja parametrów z przebiegów EKG, analiza wyników, porównanie ich z posiadanymi modelami oraz postawienie diagnozy. Każdy z tych kroków wymaga zastosowania odpowiedniego podejścia w celu zminimalizowania popełnianego błędu [4], wynikającego z niekiedy znacznie zniekształconego sygnału [7]. W celu ekstrakcji parametrów czasowych z odfiltrowanego i przygotowanego sygnału EKG konieczne jest najpierw wykrycie załamka R w zespole QRS [6], następnie wyznaczenie załomków P, Q, S, T i znalezienie ich początku i końca oraz określenie interesujących nas interwałów [2]. Zaproponowana tutaj metoda bazuje na aproksymacji przebiegu w oknie czasowym zawierającym dany załomek wielomianem określonego rzędu. Takie podejście pozwala następnie na wyznaczenie punktów przegięcia i, co za tym idzie, granic załamka. Metoda została zastosowana do przetwarzania przebiegów zarejestrowanych w warunkach laboratoryjnych w spoczynku i w trakcie kontrolowanego wysiłku, wyniki zostały porównane i przedstawione w niniejszej pracy.

Słowa kluczowe: algorytm aproksymacji, elektrokardiografia, wielomian

POLYNOMIAL APPROXIMATION FOR T WAVE PARAMETER RECOGNITION IN ECG PROCESSING

Abstract. To successfully implement a telemedical system for diagnostic purposes it is necessary to verify the diagnostic value of the decision algorithms used to detect life threatening situations. ECG analysis is a useful tool for obtaining information about the overall patient condition, especially for the circulatory system. Proper recognition cannot be performed without creation of proper models. The first step is signal filtration and data preparation, followed by parameter extraction, comparison with the model and diagnosis presentation. Each of these steps requires a certain approach to minimize the error. Proper filtration needs to be performed. Then, the QRS complex is detected and rhythm is calculated. Afterwards, the remaining waves are detected. To be able to perform valuable time dependencies it is necessary to exactly mark the beginnings and ends of intervals. The proposed method is based on approximating the signal around the wave with a polynomial of a certain degree. This allows detection of inflection points corresponding to the borders of the wave. The method was applied to a set of ECG signals recorded during rest and activity, the results are presented and discussed.

Keywords: approximation algorithms, electrocardiography, polynomial

1. Wstęp

Systemy telemedyczne pozwalają na rozwiązanie wielu problemów współczesnego społeczeństwa. Konieczność zapewnienia opieki medycznej dla coraz bardziej starzejącego się społeczeństwa wymusza konieczność jej uproszczenia oraz zmniejszenia kosztów [3]. Wzrasta liczba ludzi cierpiących z powodu chorób cywilizacyjnych, wymagających ciągłego monitorowania. Do takowych należą cukrzyca, zaburzenia w układzie krążenia, neurologiczne albo psychosomatyczne.

Problem może zostać rozwiązany dzięki odpowiednim systemom telemedycznym, umożliwiającym zdalny nadzór nad chorymi poprzez specjalnie przygotowane urządzenia pomiarowe, wyposażone w możliwość zdalnej komunikacji [3]. Systemy tego typu mogą być również wyposażone w możliwość diagnozy online w samym urządzeniu. Taka automatyczna diagnoza zawsze musi zostać zweryfikowana przez przedstawiciela wykwalifikowanego personelu medycznego, jednakże może ona być pomocna w przypadkach wystąpienia nagłego stanu zagrożenia życia.

W celu wykrycia takiej sytuacji konieczna jest najpierw ocena stanu zdrowia pacjenta i jego nagłej zmiany. Do tego wymagane jest wykonanie odpowiedniego badania, pozwalającego na szybką i jednoznacznie oszacowanie przybliżonego stanu zdrowia pacjenta. Taką procedurą jest właśnie pomiar EKG, który jest prosty, tani, bezinwazyjny oraz bezpieczny. Dzięki niemu możliwe jest wykrycie wielu stanów zagrażających życiu pacjenta, związanych z zaburzeniami działania kluczowego dla życia układu krążenia [8]. W połączeniu z tą metodą diagnostyczną często stosowane są również urządzenia do pomiaru poziomu aktywności fizycznej pacjenta [3]. Dzięki temu możliwe jest wykrycie sytuacji upadku, wystąpienia drgawek lub rozróżnienie stanu ruchu od spoczynku. Dodatkowo, systemy telemedyczne wykorzystujące zdalny monitoring bazują na istniejących urządzeniach telekomunikacyjnych, takich jak telefony komórkowe. Pozwala to na redukcję kosztów oraz wykorzystanie istniejącej architektury oraz mechanizmów.

2. Analiza EKG

Sygnał EKG otrzymany dowolną metodą bezpośrednio po procesie akwizycji zawsze jest zniekształcony i zakłócony. Podczas przeprowadzenia rejestracji EKG pożądany sygnał oryginalny jest często zakłócony poprzez całym szeregiem niepożądanych zjawisk i procesów. Są one wywołane przez szereg czynników zewnętrznych, wynikających z otoczenia i samego urządzenia pomiarowego, oraz wewnętrznych, spowodowanych innymi sygnałami biologicznymi. Powodują one powstanie zakłóceń i zniekształceń w paśmie częstotliwości zbliżonych do pasma sygnału, co ma wpływ na błędną interpretację wyników analizy [4]. Do takich zakłóceń należą:

- zakłócenia mające źródło w liniach zasilających wysokiego napięcia o częstotliwościach 50 lub 60 Hz, wynikające z indukcji wzajemnej pomiędzy przewodami i na ścieżkach układu,
- zakłócenia techniczne pochodzące od niewłaściwie zamocowanych elektrod i przewodów pomiarowych; wynikają z tego nagłe zmiany rezystancji, które mogą osiągnąć ekstremalne wartości w czasie całkowitego odłączenia elektrody; prowadzi to najczęściej do chwilowego nasycenia wejściowych wzmacniaczy pomiarowych i uniemożliwia odczyt,
- artefakty ruchowe na styku pacjent–elektroda; powstają z powodu zmian rezystancji na styku skóry i przyklejonej elektrody pomiarowej podczas aktywności fizycznej pacjenta,
- zniekształcenia wynikające z pracy mięśni, powstałe na skutek elektrycznej aktywności mięśni szkieletowych, pasmo zawiera się pomiędzy 0 a 10 kHz,
- aktywność mięśni oddechowych, wywołująca dryft o paśmie około 0,15 do 0,3 Hz,
- zniekształcenia pochodzące od elektronicznego sprzętu pomiarowego, między innymi szumu wzmacniacza,
- zniekształcenia wzajemne aparatury medycznej,
- szum kwantyzacji i aliasingu,
- inne artefakty.

Analiza EKG najczęściej wykonywana jest w kilku krokach:

- przygotowanie danych oraz filtracja,
- ekstrakcja parametrów,
- analiza wyników,
- diagnoza.

Ze względu na dokładny opis sygnału w literaturze, możliwe jest późniejsze dokładne zweryfikowanie, czy otrzymane wyniki mieszczą się w oczekiwanych granicach. Jednakże, podczas analizy EKG dokonywanej przez specjalistów mogą wystąpić kilkunastoprocentowe różnice w wyznaczonych parametrach. Jest to związane z różną interpretacją związaną z osobistym doświadczeniem. Jednocześnie, podczas analizy EKG personel lekarski wciąż często stosuje wydruki na papierowych wstęgach, co może jeszcze pogłębiać różnice w interpretacjach.

2.1. Filtracja

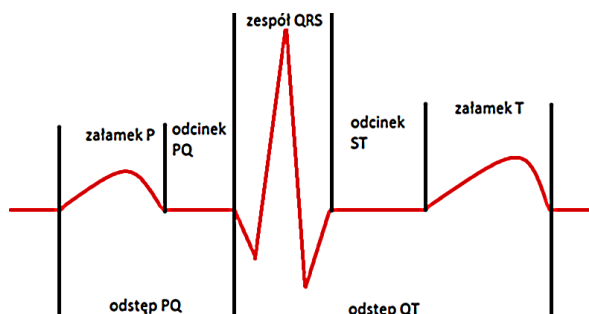
Zakłócenia o charakterze stacjonarnym są możliwe do przewidzenia i wyeliminowania. W tym celu konieczna jest najpierw odpowiednia filtracja sygnału [1]. Najczęściej stosowane metody opierają się na filtracji pasmowej filtrami pasmowo-przepustowymi, transformacie Fouriera lub metodach falkowych. Filtracja powinna też zapewniać usunięcie z sygnału trendu niskoczęstotliwościowego spowodowanego intensywną pracą mięśni oddechowych. Należy jednak zauważyć, że zbyt silna filtracja nierzadko powoduje obniżenie amplitudy sygnału EKG oraz zniekształcenie jego załomków. Ważnym aspektem filtracji jest również przesunięcie w czasie wywołane przez filtr, które może spowodować otrzymanie błędnych wyników podczas późniejszej analizy [4].

W omawianym przypadku filtracja była dokonana przy wykorzystaniu metod falkowych przy wykorzystaniu falki Daubechies 4 rzędu na 5 poziomie dekompozycji. Zastosowane miękkie progowanie. Dodatkowo, dzięki zastosowaniu uśredniania sygnału w oknie czasowym 240 ms możliwe było uzyskanie przebiegu trendu w sygnale, co pozwoliło na jego późniejsze usunięcie. Sama informacja o trendzie jednakże nie jest usuwana, gdyż może być ona ważna podczas diagnozowania niektórych schorzeń i daje informację o pracy mięśni oddechowych pacjenta.

Nie jest możliwe przewidzenie i wyeliminowanie wszystkich rodzajów zakłóceń w przebiegu EKG ze względu na ich wieloraki charakter i różnorodną genezę. Szczególnie nagłe, drastyczne zmiany impedancji w obwodzie wzmacniacza wywołane ruchami lub niewłaściwie zamocowanymi elektrodami powodują tak daleko idącą degenerację sygnału, iż analiza może nie być możliwa.

2.2. Ekstrakcja parametrów i aproksymacja wielomianowa

Ekstrakcja parametrów sygnału EKG najczęściej ma na celu otrzymanie szeregu wartości czasowych, będących opóźnieniami pomiędzy określonymi załomkami w sygnale [8]. Uproszczony przebieg EKG wraz z oznaczonymi charakterystycznymi punktami przedstawia poniższy rysunek.



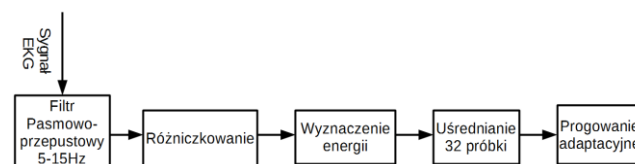
Rys. 1. Uproszczony przebieg sygnału EKG z oznaczonymi załomkami oraz najczęściej stosowanymi parametrami diagnostycznymi

Parametry najbardziej wartościowe diagnostycznie zawierają:

- Rytm serca lub interwał RR. Jest to odcinek czasowy pomiędzy kolejnymi skurczami komór. Jego wyznaczanie opiera się na wykryciu szeregu załomków QRS, a następnie wyznaczeniu różnic czasów wystąpienia tych załomków. Pozwala na diagnozę arytmii i jest podstawowym parametrem wyznaczanym podczas analizy EKG.
- Odcinki PQ i ST, których długości pozwalają na diagnozę stanu zawałowego, niedokrwienia mięśnia sercowego, zaburzeń przewodnictwa przedsionkowo – komorowego, hipokaliemii, reumatycznego zapalenia serca oraz pozwalają wykryć obecność leków określonego typu w organizmie.
- Szerokość i wysokość załamka P i T, pozwalające na wykrycie problemów z układem przywspółczulnym, wysokiego stężenia potasu, ostrego niedokrwienia mięśnia sercowego, zaburzeń elektrolitowych, migotania przedsionków oraz niektórych wad anatomicznych serca.

Zastosowana do analizy danych metoda opiera się na kilku kolejnych krokach:

- Wyznaczenie pozycji zespołu QRS i załamka R dzięki algorytmowi Pan-Tompkins. Jest to jedna z wielu powszechnie stosowanych metod. Opiera się ona na szeregu filtrów pasmowych oraz progowaniu adaptacyjnym energii sygnału. Schemat działania metody przedstawiony jest na rysunku 2.
- Wyznaczenie pozycji załomków P, Q, S, T jako minimów i maksimów sygnału w oknach czasowych znajdujących się w określonej odległości od załamka R. Wyszukiwanie odbywa się w zakresach zdefiniowanych w odpowiedniej literaturze [8].
- Wyznaczenie granic załomków wykorzystując nową metodę aproksymacji za pomocą wielomianu.



Rys. 2. Zasada działania metody Pan-Tompkins [6]

2.3. Aproksymacja

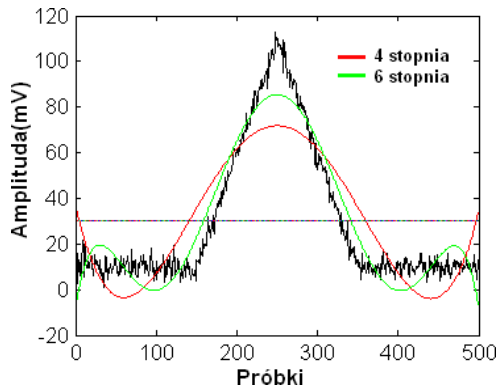
Zbyt silna filtracja doprowadza często do znacznego zniekształcenia sygnału i błędnych wyników. Proponowana metoda wykorzystuje aproksymację sygnału w oknie czasowym o środku w szczycie załamka. Aproksymacja polegała na minimalizacji błędu średniokwadratowego dla każdego kolejno wykrytego załamka. Do analizy wykorzystany został wielomian czwartego stopnia ze względu na fakt, że analizowany w czasie sygnał jest pod wieloma względami zbliżony do kształtu jego przebiegu. Wielomian dany jest więc wzorem

$$W(x) = a_4x^4 + a_3x^3 + a_2x^2 + a_1x + a_0 \quad (1)$$

gdzie $W(x)$ jest wielomianem, natomiast a_n oznacza jego współczynniki. Aproksymacja wielomianami zbyt wysokiego rzędu jest niewskazana ze względu na występujące w takich przypadkach oscylacje. Szerokość okna dobrana została eksperymentalnie i jest równa szerokości równej dwóm średnim długościom analizowanego załamka EKG. Kolejnym krokiem jest wyznaczenie punktów przegięcia w otrzymanym wielomianie. Wyznaczenie ich polega na rozwiązaniu równania

$$\frac{d^2W(x)}{dx^2} = 0 \quad (2)$$

gdzie $W(x)$ oznacza wyznaczony wielomian. Pozycja wyznaczonych rozwiązań w czasie jest zbliżona do początku i końca analizowanego załamka. Aproksymacja wielomianami 4 i 6 stopnia przedstawiona jest na rysunku 3.



Rys. 3. Symulacja aproksymacji załomka EKG wielomianem czwartego oraz szóstego stopnia

3. Badania

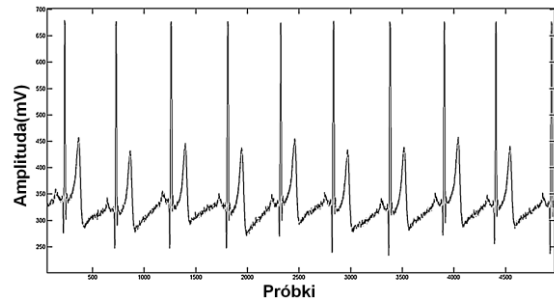
Proces weryfikacji poprawności działania metody został wykonany w oparciu o oprogramowanie Matlab. Jako dane posłużyły przebiegi EKG uzyskane przy częstotliwości próbkowania 500 próbek na sekundę i rozdzielczości 10 bitów. Badania miały postać 90 – sekundowych (1,5 minuty) zapisów dokonywanych co 600 sekund (10 minut). Jako wzmacniacz do EKG posłużył układ AD8232 firmy Analog Devices, pracujący w konfiguracji trój elektrodowej. Jest to układ zintegrowanego analogowego wzmacniacza EKG dostosowany do niskomocowego zasilania 3,3 V do zastosowania w urządzeniach przenośnych. Dzięki zastosowaniu w jego strukturze filtrów pasmowo przepustowych możliwe jest częściowe filtrowanie sygnału już na etapie przetwarzania analogowego, dzięki czemu niwelowane są zakłócenia o częstotliwości zasilania sieciowego oraz minimalizowany dryft niskoczęstotliwościowy. Jednocześnie, układ daje informację o zbyt wysokiej impedancji kontaktów elektrodowych. Do wykonania obudowy urządzenia posłużyła technologia druku 3d. Elementem zasilającym były akumulatory litowo – jonowe dające możliwość nieprzerwanej pracy przez kilkadziesiąt godzin.

Dane zapisywane były w oddzielnych plikach na karcie SD w systemie FAT32, zawierających w sobie poszczególne półtoraminutowe okresy rejestracji w formacie zbliżonym do CSV. Dzięki temu możliwe było szybkie przeniesienie informacji i ich przetworzenie bez żmudnego procesu przesyłania i konwersji danych zapisywanych w innych systemach.



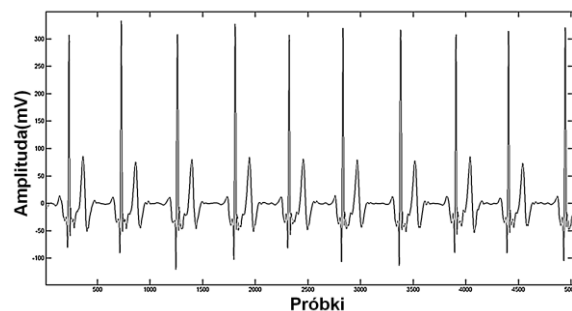
Rys. 4. Urządzenie wykorzystywane podczas akwizycji danych

Badania przeprowadzono na 4 dorosłych osobach w wieku od 32 do 63 lat, jednym mężczyźnie i trzech kobietach. Przykładowy otrzymany przed procesem filtracji i usunięcia trendu przebieg przedstawia rysunek 5



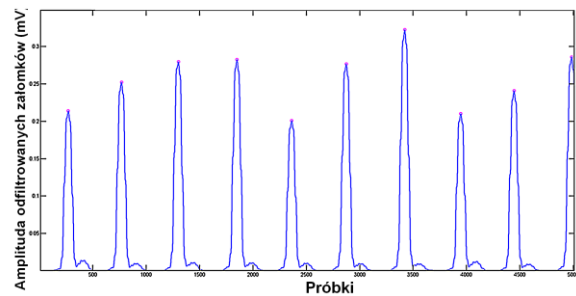
Rys. 5. Dane otrzymane w wyniku akwizycji przed procesem filtracji

Kolejnym krokiem było wyznaczenie i usunięcie trendu oraz filtracja falkowa. Przebieg wynikowy przedstawia rysunek 6.



Rys. 6. Dane otrzymane w filtracji i usunięcia trendu

Następnie zastosowano metodę Pan – Tompkins w celu ekstrakcji informacji o położeniu zespołów QRS. Wynik działania metody dla omawianego przykładowego sygnału przedstawia rysunek 7.



Rys. 7. Wynik działania algorytmu Pan – Tompkins

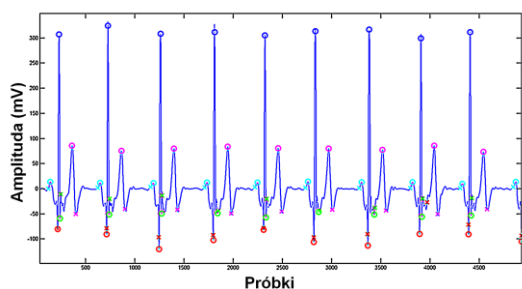
Podczas ekstrakcji parametrów skupiono się na uzyskaniu informacji o następujących wartościach:

- interwał RR,
- odcinek PR, QT, ST,
- długość zespołu QRS.

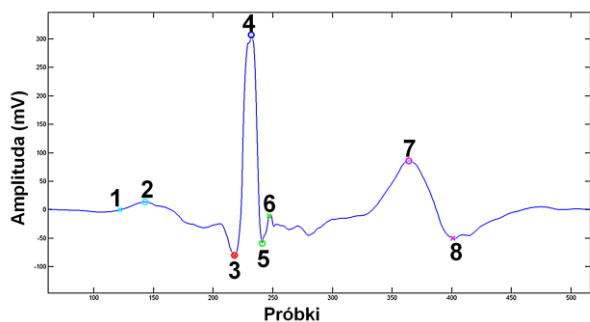
Wynik działania algorytmu wyszukującego charakterystyczne punkty w sygnale przedstawia rysunek 8.

Powiększenie przedstawiające szczegółowy kształt przebiegu EKG dla jednego cyklu pracy serca przedstawia rysunek 9.

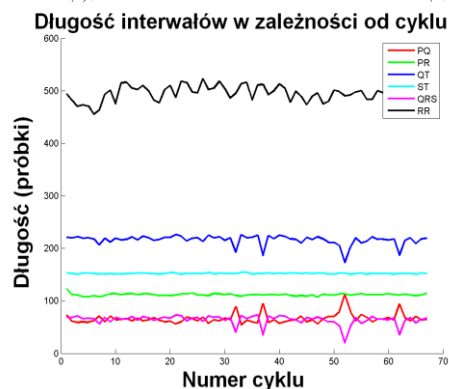
Metoda pozwoliła na ekstrakcję parametrów z wybranych przebiegów. Dla spoczynku wyniki ekstrakcji przedstawione są poniżej na rysunku 10.



Rys. 8. Przykładowy przebieg EKG z naniesionymi charakterystycznymi punktami w sygnale

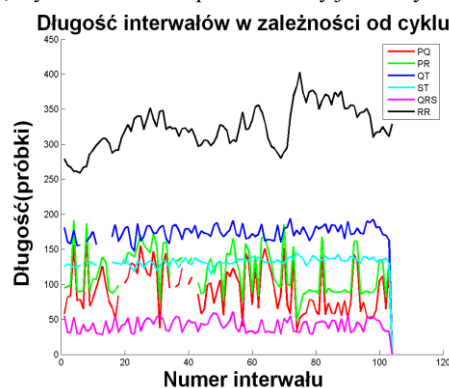


Rys. 9. Powiększenie obejmujące jeden cykl EKG wraz z markerami oznaczającymi interesujące punkty w sygnale. Markery kolejno odpowiadają początkowi i wierzchołkowi załamka P (1, 2), wierzchołkom załamków Q, R i S (3, 4, 5), końcowi załamka S (6), a także wierzchołkowi i końcowi załamka T (7, 8)



Rys. 10. Przykładowe pomiary parametrów dla spoczynku

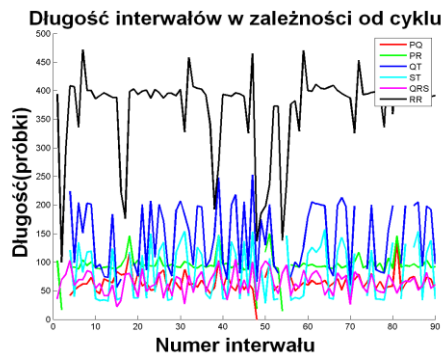
Dla umiarkowanego wysiłku metoda dawała mieszane rezultaty, wynik działania zaprezentowany jest na rysunku 11.



Rys. 11. Przykładowe pomiary parametrów dla umiarkowanego wysiłku fizycznego

Wahania wyznaczonej długości interwału RR wskazują na wrażliwość metody Pan – Tompkins na zakłócenia występujące podczas aktywności fizycznej. Powoduje to powstanie błędów już na wczesnym etapie analizy. Z tego powodu następne kroki dają niepoprawne wyniki, gdyż poszukiwanie kolejnych załamków przyjmuje załomek R jako punkt odniesienia.

Dla znacznego wysiłku fizycznego metoda wykazała ograniczoną przydatność ze względu na znaczny udział zakłóceń w sygnale (rysunek 12). Jest to najprawdopodobniej wywołane znacznym poziomem artefaktów mięśniowych w zarejestrowanym rzeczywistym sygnale EKG. Znaczny poziom zakłóceń w sygnale utrudnia poprawne wyznaczenie pozycji załamków R, co uniemożliwia wyszukiwanie kolejnych załamków na ich podstawie.



Rys. 12. Przykładowe pomiary parametrów dla znacznego wysiłku fizycznego

4. Wnioski

Przy wykorzystaniu proponowanej metody możliwe było uzyskanie informacji o zależnościach czasowych występujących w analizowanych przebiegach EKG. Znaczne zniekształcenia widoczne w przypadkach ruchu pacjenta sugerują konieczność uodpornienia metody na zakłócenia. Konieczne są badania w celu wyznaczenia zależności dokładności metody od SNR sygnału EKG, co będzie przedmiotem dalszej pracy w tym kierunku.

Kolejnym krokiem w prowadzonych badaniach będzie wygenerowanie sztucznych przebiegów EKG o określonych parametrach przy wykorzystaniu specjalnie napisanego do tego celu oprogramowania w celu weryfikacji poprawności działania metody dla szerszego zakresu zmienności wartości. Dzięki temu będzie możliwe bezpośrednie odniesienie parametrów przebiegów do wyników ekstrakcji otrzymanych za pomocą zaprezentowanej metody.

Literatura

- [1] Clifford G.D., Azuaje F., McSharry P.E.: Advanced Methods and Tools for ECG Analysis. Artech House Publishing, Boston/London 2006.
- [2] Delikat R.: 3-Lead ECG Interpretation. Western Oregon University, 2011.
- [3] Maciejewski M., Surtel W., Wójcik W., Masiak J., Dzida G., Horoch A.: Telemedical systems for home monitoring of patients with chronic conditions in rural environment. Ann Agric Environ Med. 21(1), 2014, 167–173.
- [4] Nayak S., Soni M.K., Bansal D.: Filtering techniques for ECG signal processing. International Journal of Research in Engineering & Applied Sciences 2(2), 2012, 671–679.
- [5] Omiotek Z., Wójcik W.: The use of Hellwig's method for dimension reduction in feature space of thyroid ultrasound images. Informatyka, Automatyka, Pomiary 3, 2014, 14–17, [doi: 10.5604/20830157.1121333].
- [6] Pan J., Tompkins W.J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-32 (3), 1985, 230–236.
- [7] Tompkins W.J. (Ed.): Biomedical Digital Signal Processing: C language examples and laboratory experiments for the IBM PC. Prentice Hall, 1993.
- [8] Waechter J.: Introduction to ECG's: Rhythm Analysis. 2012.

Mgr inż. Marcin Maciejewski
e-mail: m.maciejewski@pollub.pl

Asystent w Instytucie Elektroniki i Techniki Informatycznych Politechniki Lubelskiej. Zajmuje się systemami teledygnostycznymi, telediagnostyką, urządzeniami mobilnymi i mikroprocesorowymi, a także elektroniką i zastosowaniem mikrokontrolerów w robotyce i automatyce. Autor wielu artykułów z dziedziny przetwarzania danych medycznych i systemów teledygnostycznych. Prowadzi badania w dziedzinie zastosowań urządzeń mobilnych w diagnostyce EKG.

