

Metoda oceny autonomicznego układu nerwowego na podstawie analizy fluktuacji rytmu serca oraz zmian przewodności skóry w czasie testów diagnostycznych

Streszczenie. W artykule zaprezentowano metodę opracowaną do przetwarzania sygnałów EKG oraz EDA (tj. aktywności elektrodermalnej), które zarejestrowano podczas testów stosowanych w diagnostyce autonomicznego układu nerwowego. Do oceny aktywności układów współczulnego i przywspółczulnego przyjęto parametry opisujące zmienność mocy sygnału reprezentującego fluktuacje rytmu serca w charakterystycznych pasmach częstotliwości, które zostały wydzielone za pomocą analizy falkowej. Sygnał EDA wykorzystano do weryfikacji wyników.

Abstract. In this article, the method developed for processing of ECG and EDA (i.e. electrodermal activity) signals recorded during tests using in diagnostics of the autonomic nervous system (ANS) was presented. The parameters describing the power variability of the heart rate fluctuations in characteristic frequency bands extracted by a wavelet analysis were applied to assess the activity of the sympathetic and parasympathetic nervous systems. The EDA signal was used to verify the obtained results. (Method for assessing the autonomic nervous system based on analysis of the heart rate fluctuations and skin conductivity changes during diagnostic tests).

Słowa kluczowe: analiza zmienności rytmu serca, EDA, ocena czynności AUN, cyfrowe przetwarzanie sygnałów.

Keywords: analysis of HRV, EDA, assessment of ANS activity, digital signal processing.

Wstęp

Autonomiczny układ nerwowy (AUN) to złożona sieć neuronalna, która ma zapewnić optymalne warunki do funkcjonowania i współpracy różnych narządów. AUN reguluje pracę narządów za pomocą dwóch układów: współczulnego i przywspółczulnego, których działanie jest przeciwstawne. Zaburzenia czynności AUN mogą przejawiać się jako jego niewydolność, albo nadaktywność.

Diagnostyka AUN najczęściej jest przeprowadzana na podstawie oceny zmienności rytmu zatokowego serca (HRV) podczas nieinwazyjnych testów neurologicznych [2].

Rytm zatokowy serca występuje w warunkach prawidłowej pracy serca, gdy o częstotliwości skurczów serca (HR) decyduje węzeł zatokowo-przedsionkowy (SA). Wspomniany węzeł pełni rolę naturalnego rozrusznika serca, tj. generuje cyklicznie impulsy elektryczne, które inicjują każdy cykl pracy serca. Natomiast autonomiczny układ nerwowy modyfikuje częstotliwość skurczów serca [1].

Pod wpływem aktywacji nerwów współczulnych następuje uwalnianie z zakończeń nerwowych noradrenaliny, co w rezultacie prowadzi do zwiększenia:

- częstotliwości generowania impulsów w węźle SA,
- szybkości przewodzenia impulsu w węźle przedsionkowo-komorowym (AV),
- kurczliwości i pobudliwości zarówno mięśni przedsionków, jak i komór serca.

Natomiast aktywacji nerwów błędnych, które należą do układu przywspółczulnego, towarzyszy uwalnianie z zakończeń nerwowych acetylocholino, co przyczynia się do zwolnienia akcji serca m. in. w wyniku zmniejszenia:

- częstotliwości generowania impulsów w węźle SA,
- szybkości przewodzenia impulsu w węźle AV,
- kurczliwości mięśni przedsionków.

W warunkach prawidłowej pracy w stanie spoczynku częstość pracy serca powinna wynosić ok. 70 bpm (tj. 70 cykli pracy w ciągu jednej minuty). W przypadku odcięcia serca od wpływu nerwów błędnych częstość pracy serca wzrosła do ok. 120 -140 bpm [1].

W tabeli 1 zostały podane typowe testy stosowane w diagnostyce medycznej do badania czynności układu przywspółczulnego, które bazują na ocenie zmienności rytmu zatokowego serca.

Czas trwania cyklu pracy serca zwiększa się w czasie wydechu, zaś zmniejsza się podczas wdechu. Zmienność

rytmu serca w zależności od trybu i fazy oddychania (tzw. niemiarowość oddechowca) jest powszechnie uważana jako optymalny test do oceny wpływu nerwu błędnego na czynność serca. Wpływ oddychania na częstość skurczów serca jest największy, gdy liczba cykli oddechowych w ciągu jednej minuty jest mniejsza niż 6. Zmiany częstości rytmu serca zależne od fazy oddychania mają także bezpośredni wpływ na ciśnienie tętnicze krwi. Mechanizm kontroli i regulacji ciśnienia tętniczego krwi w sposób wtórny wpływa na częstość pracy serca.

Tabela 1. Standardowe metody badania czynności układu przywspółczulnego na podstawie analizy HRV wg [2]

Dysfunkcja układu	Test
Niewydolność nerwu błędnego	- próba Valsalvy - głębokie oddychanie - aktywna pionizacja
Nadreaktywność nerwu błędnego	- ucisk gałek ocznych - ucisk zatoki szyjnej

Zaletą próby Valsalvy, która polega na wykonaniu natężonego wydechu przez około 15 s przy jednoczesnym zablokowaniu ujść wydychanego powietrza (nos i usta są zamknięte), jest duża powtarzalność uzyskiwanych wyników. Jednak podczas tego testu, podobnie jak podczas próby ucisku na gałki oczne lub zatokę szyjną mogą wystąpić różne powikłania (np. poważne zaburzenia rytmu serca).

Testy stosowane do badania czynności układu współczulnego bazują na ocenie zmienności ciśnienia tętniczego krwi podczas próby Valsalvy, aktywnej pionizacji, zaciskania pięści lub zanurzenia ręki do lodowatej wody, a także wykorzystują ocenę potliwości.

Pobudzenie współczulnych włókien potowydzielniczych prowadzi do aktywacji gruczołów potowych, co powoduje chwilowe zmiany przewodności skóry człowieka nazwane w psychofizjologii aktywnością elektrodermalną (EDA) [3].

W artykule zaprezentowano metodę opracowaną do obiektywnej oceny krótkoczasowych zmian aktywności układów współczulnego i przywspółczulnego, które regulują rytm zatokowy serca. Opisano algorytmy przetwarzania sygnałów reprezentujących EKG oraz zmiany przewodności skóry (EDA), które zostały zarejestrowane podczas typowych testów stosowanych w diagnostyce AUN.

Stanowisko pomiarowe

Rejestrację sygnałów EKG i EDA podczas różnych testów diagnostycznych przeprowadzono za pomocą modułowego systemu pomiarowego LabLinc V (firmy Coulbourn), który współpracuje z 16-bitową kartą pomiarową PCI-6251 (firmy National Instruments).

Do pomiaru różnicy biopotencjałów generowanych podczas pracy serca wykorzystano standardowe elektrody powierzchniowe Ag-AgCl, które zostały umieszczone na kończynach badanej osoby wg tzw. odprowadzenia Einthovena I. Odpowiednie kondycjonowanie sygnału zapewnia moduł izolowanego wzmacniacza EKG, tj. moduł LabLinc V75-11.

Pomiary aktywności elektrodermalnej wykonano metodą egzosomalną z wykorzystaniem źródła napięcia stałego za pomocą modułu LabLinc V71-23. Sygnał wyjściowy z tego modułu reprezentuje zmiany przewodności skóry (tj. konduktancji definiowanej w obwodzie prądu stałego jako odwrotność rezystancji).

W celu pomiaru przewodności skóry standardowe elektrody Ag-AgCl przyklejono do dwóch sąsiednich palców lewej dłoni (tj. do palców: wskazującego i środkowego). W ten sposób spełniono wymaganie, aby elektrody leżały w obszarze należącym tylko do jednego, tego samego dermatomu [3]. Elektrody zostały umieszczone na palcach od wewnętrznej strony dłoni ze względu na obecność dużej liczby gruczołów potowych, co zapewnia odpowiedni poziom sygnału pomiarowego.

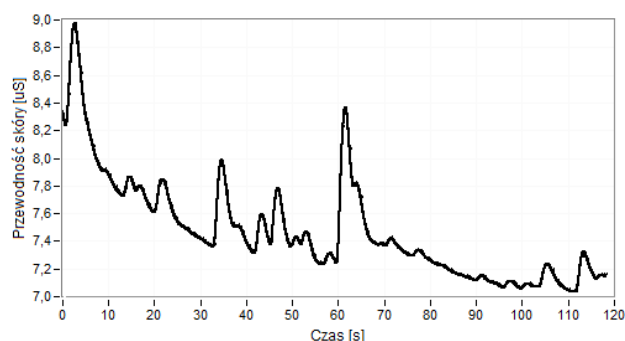
Każdy z wymienionych modułów systemu LabLinc V umożliwia przeprowadzenie kalibracji toru pomiarowego.

Sygnały EKG i EDA w czasie trwania testów diagnostycznych próbkowano z częstotliwością 500 Hz i zapisywano do pliku tekstowego. Przetwarzanie zarejestrowanych sygnałów odbywało się w trybie off-line.

Przetwarzanie sygnału EDA

Na rysunku 1 przedstawiono typowy przebieg sygnału EDA, w którym wyróżnia się dwie składowe:

- aktywność fazową, tj. składową zmienną w postaci charakterystycznych impulsów o stromym zboczach narastającym i znacznie dłuższym czasie relaksacji, które są wynikiem pobudzenia układu współczulnego;
- aktywność toniczną, tj. wolnozmienny trend, który zależy od poziomu przewodności skóry.



Rys. 1. Przykładowy sygnał EDA

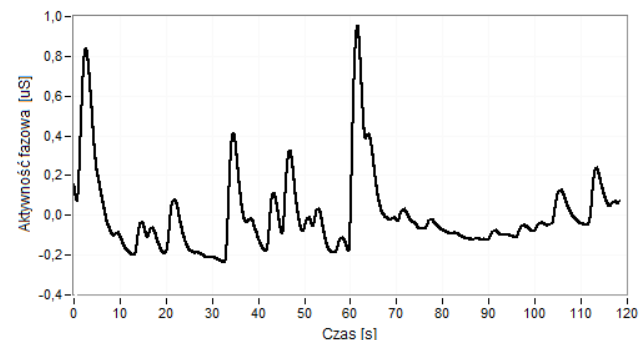
Rezultatem samoczynnego wzrostu aktywności układu współczulnego są impulsy o niewielkiej amplitudzie określane jako niespecyficzne [3]. Odpowiedź układu współczulnego na bodziec (np. zaciskanie pięści) jest wyraźnie widoczna w postaci impulsu o stosunkowo dużej amplitudzie.

Na podstawie lokalizacji czasowej wspomnianych impulsów można określić, w których momentach testu nastąpiło pobudzenie układu współczulnego. Impulsy są

wykrywane w sygnale EDA jako lokalne maksima, których wartości są większe od przyjętego progu detekcji.

W przypadku znacznych zmian poziomu przewodności skóry wolnozmienny trend w sygnale EDA może utrudnić poprawne wykrycie wszystkich impulsów. W celu usunięcia tego trendu przeprowadzana jest dekompozycja sygnału EDA za pomocą dyskretnej transformaty falkowej (ang. DWT) z wykorzystaniem falki Daubechies.

Do wyznaczania dyskretnej transformaty falkowej stosuje się iteracyjny algorytm Mallata, tj. prosty algorytm do dekompozycji analizowanego sygnału na składowe niskoczęstotliwościowe (tzw. aproksymacje) i składowe wysokoczęstotliwościowe (tzw. detale) za pomocą filtrów cyfrowych (dolnoprzepustowego i górnoprzepustowego) [4]. Sygnał reprezentujący aktywność fazową można otrzymać na drodze syntezy wszystkich detali występujących w danym rozwinięciu falkowym z pominięciem aproksymacji na poziomie ustalonym empirycznie. Aproksymacja taka musi stanowić dobre przybliżenie wolnozmiennego trendu (rys.2). Metody aproksymacji nieliniowego trendu za pomocą funkcji liniowej lub wielomianu wyższego rzędu cechuje znacznie większa złożoność obliczeń. Ponadto zaprezentowana metoda nie wprowadza żadnych opóźnień do składowej EDA reprezentującej aktywność fazową, co znacznie ułatwia badanie relacji czasowych zachodzących podczas testu diagnostycznego.



Rys. 2. Składowa zmienna wydzielona z sygnału EDA - aktywność fazowa

Wyznaczanie HRV na podstawie sygnału EKG

Głównym celem przetwarzania sygnału EKG jest wyznaczenie sygnału reprezentującego zmienność rytmu serca (tzw. sygnału HRV) oraz jego składowych, tj. fluktuacji i wolnozmiennego trendu.

Powszechnie przyjmuje się, że czas trwania cyklu pracy serca jest równy odstępowi RR, który jest definiowany jako przedział czasu pomiędzy szczytami dwóch sąsiednich załamek R. Fizjologiczny cykl pracy serca rozpoczyna się w chwili skurczu przedsionków serca, co w sygnale EKG odpowiada pojawieniu się załamka P. Jednak z uwagi na wartość stosunku sygnał-szum do wyznaczenia czasu trwania ewolucji serca zazwyczaj wykorzystuje się załamek R, który towarzyszy skurczowi komór serca.

Detekcję szczytu załamka R często utrudniają przede wszystkim zakłócenia sieciowe i szumy losowe związane z pracą mięśni. Ponadto w sygnale EKG występuje wolnozmienny dryft linii izoelektrycznej, który jest spowodowany m.in. ruchem klatki piersiowej badanej osoby w czasie oddychania.

Do detekcji załamka R (zarówno w trybie on-line, jak i off-line) opracowano wiele algorytmów, które są w różnym stopniu odporne na typowe zakłócenia występujące w sygnale EKG [5, 6]. Zazwyczaj detektor załamka R w ramach przekształceń wstępnych (obejmujących filtrację oraz przekształcenia o charakterze nieliniowym) przetwarza

sygnał EKG do postaci tzw. funkcji detekcyjnej. W drugim etapie za pomocą reguł decyzyjnych (np. adaptacyjnie ustawianego progu detekcji) następuje określenie lokalizacji czasowej załamka jako chwili czasu, w której ten załamek osiąga wartość maksymalną. Na szczególną uwagę zasługują metody, które bazują na analizie falkowej sygnału EKG.

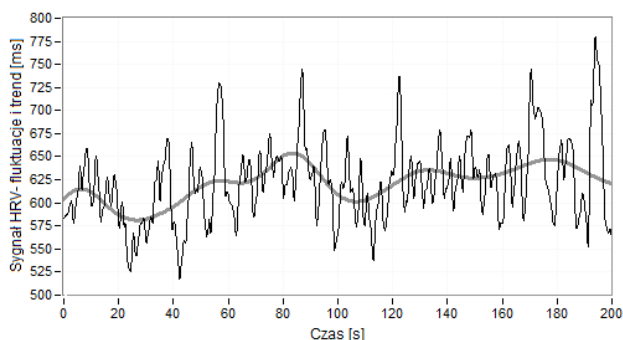
W niniejszej pracy zastosowano metodę, którą szczegółowo opisano w [7]. Na podstawie wartości współczynników odpowiednio wybranego rozwinięcia falkowego, które są miarą korelacji pomiędzy sygnałem EKG a przyjętą do analizy falką „gaussowską” można dokładnie określić chwile czasowe, w których każdy z załamków R osiąga wartość maksymalną. Falkę „gaussowską” cechuje kształt zbliżony do załamka R. Aproksymacja szczytu każdego załamka R odbywa się za pomocą paraboli, ponieważ przyjęcie maksimum paraboli jako wartości maksymalnej załamka zapewnia większą dokładność lokalizacji czasowej tego załamka niż metoda wyszukiwania maksymalnych wartości współczynników falkowych. Otrzymane wyniki są poddawane weryfikacji w celu odrzucenia tzw. „fałszywych maksimów”. Jako kryterium weryfikacji przyjęto minimalny czas refrakcji znamiennej dla prawidłowej pracy serca.

Odtworzenie funkcji czasu reprezentującej ciągły sygnał sterujący rytmem serca (zgodnie z modelem stymulatora kardiologicznego IPFM [8]) wymaga przekształcenia tachogramu (tj. wykresu słupkowego przedstawiającego czasy trwania odstępów RR) za pomocą operacji całkowania na tzw. funkcję schodkową, która jest następnie aproksymowana funkcją sklejaną trzeciego stopnia. W wyniku różniczkowania wielomianu aproksymującego funkcję schodkową otrzymuje się równomiernie spróbkowany sygnał reprezentujący wartości chwilowe częstości rytmu serca.

Zazwyczaj równomiernie spróbkowany sygnał HRV przedstawia zmienność czasu trwania ewolucji serca wyrażanej w jednostkach czasu.

W sygnale HRV wyróżnia się:

- składową stałą i wolnozmienny, nieliniowy trend,
- fluktuacje rytmu serca (rys.3).



Rys. 3. Składowe sygnały HRV – fluktuacje i wolnozmienny trend

Do wydzielenia wspomnianych składowych przyjęto metodę zaproponowaną w pracy [9], która wykorzystuje dyskretną transformatę falkową. W przypadku sygnału HRV spróbkowanego z częstotliwością 2,4 Hz, składową stałą i wolnozmienny trend dobrze przybliża aproksymacja A_6 na poziomie szóstym. Sygnał HRV reprezentujący fluktuacje rytmu serca otrzymuje się na drodze syntezy wszystkich detali występujących w tym rozwinięciu falkowym (tj. rekonstrukcji sygnału z pominięciem aproksymacji A_6).

Ocena czynności AUN na podstawie fluktuacji HRV

Aktywność nerwów autonomicznych przejawia się w dwóch pasmach częstotliwości widma mocy sygnału reprezentującego zmienność fluktuacji rytmu zatokowego

serca [10, 11, 12]. Zakres wysokich częstotliwości (ang. HF), tj. (0,15-0,4) Hz reprezentuje niemiarowość oddechową, która jest wynikiem oddechowej modulacji czynności nerwu błędnego należącego do układu przywspółczulnego. W przypadku zwiększonej częstości oddychania (np. w czasie wysiłku fizycznego) jako górną granicę pasma HF przyjmuje się częstotliwość 0,5 Hz. Zakres niskich częstotliwości (ang. LF) (0,04-0,15) Hz jest związany z mechanizmem regulacji ciśnienia. W paśmie tym obserwuje się oddziaływanie zarówno układu współczulnego, jak i przywspółczulnego.

Wartości graniczne wspomnianych pasm częstotliwości mogą się nieco zmieniać w czasie stanów przejściowych zachodzących w autonomicznym układzie nerwowym w zależności od badanej osoby.

Z uwagi na niestacjonarny charakter sygnału HRV istotnym problemem analizy widmowej jest wybór odpowiedniej metody estymacji widma mocy [11]. Zarówno tradycyjne metody estymacji widmowej gęstości mocy bazujące na transformacie Fouriera, jak i metody wykorzystujące model autoregresyjny badanego sygnału (tzw. metody parametryczne) zakładają, że analizowany sygnał jest stacjonarny. Zakłada się, że segment sygnału fluktuacji HRV (tj. sygnału HRV bez składowej stałej i wolnozmiennego trendu) obejmujący krótki odcinek czasu spełnia w przybliżeniu wymagania odnośnie stacjonarności. Przyjęcie takiego rozwiązania wymaga estymacji ciągu zależnych od czasu, "krótkoczasowych" widm lokalnych opisujących zmienny charakter badanego sygnału.

Do analizy fluktuacji HRV stosowane są także metody, które bazują na reprezentacji tego sygnału w dziedzinach: czas-częstotliwość oraz czas-skala (np. [13]).

W tabeli 2 podano definicje parametrów obliczanych na podstawie funkcji gęstości widmowej mocy, która jest wyznaczana najczęściej wg modelu autoregresyjnego metodą Burga. Metoda Burga zapewnia stosunkowo dużą rozdzielczość w dziedzinie częstotliwości w przypadku analizy bardzo krótkich segmentów sygnału. O przebiegu funkcji gęstości widmowej mocy badanego sygnału decyduje rząd modelu autoregresyjnego. A zatem uzyskane wyniki zależą przede wszystkim od wyboru wartości rzędu modelu autoregresyjnego.

Tabela 2. Parametry obliczane na podstawie funkcji gęstości widmowej mocy wyznaczonej dla fluktuacji rytmu serca [11]

Oznaczenie	Definicja
P_T	Całkowita moc sygnału w paśmie częstotliwości (0,033-0,4) Hz
P_{HF}	Moc sygnału w paśmie częstotliwości HF
P_{LF}	Moc sygnału w paśmie częstotliwości LF
LF/HF	Współczynnik obliczany jako P_{LF}/P_{HF}

W przypadku pobudzenia układu przywspółczulnego zwiększa się wartości mocy sygnału reprezentującego fluktuacje rytmu serca w paśmie częstotliwości HF.

W przypadku aktywności układu współczulnego moc sygnału w paśmie HF znacznie spada, natomiast zwiększa się moc w paśmie LF. Zbliżone wartości mocy w pasmach HF i LF świadczą o osiągnięciu tzw. stanu równowagi.

W celu badania zmian fluktuacji rytmu serca, które zachodzą w czasie trwania testu diagnostycznego zastosowano metodę bazującą na analizie falkowej, opisaną w pracy [9]. Metoda ta umożliwia wyznaczenie przebiegów mocy chwilowej sygnału reprezentującego fluktuacje rytmu serca w pasmach LF i HF.

Odpowiednio dobierając zarówno wartość częstotliwości próbkowania sygnału HRV (podczas przekształcania tachogramu na sygnał równomiernie spróbkowany), jak i stopień dekompozycji dla sygnału HRV można wyróżnić detale, które należą do pasm częstotliwości LH i HF.

W tabeli 3 podano, które z detali leżą w badanych pasmach LF i HF w przypadku, gdy sygnał HRV został równomiernie próbkowany z częstotliwością 2,4 Hz. Wymienione składowe zostały wydzielone z sygnału HRV za pomocą DWT z wykorzystaniem falki „db10”.

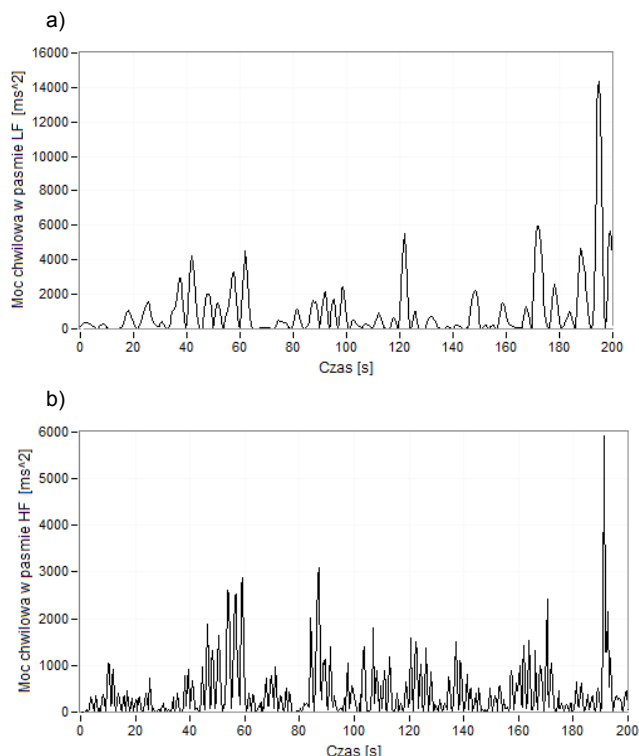
Tabela 3. Wyniki analizy falkowej sygnału HRV [9]

Składowa sygnału HRV	Pasma częstotliwości	Moc chwilowa sygnału HRV w pasmach częstotliwości
D_1	(0,6÷1,2)	
D_2	(0,3÷0,6)	HF: (0,15÷0,6) Hz
D_3	(0,15÷0,3)	$P_{HF}(n) = P_{D_2}(n) + P_{D_3}(n)$
D_4	(0,075÷0,15)	LF: (0,04÷0,15) Hz
D_5	(0,0375÷0,075)	$P_{LF}(n) = P_{D_4}(n) + P_{D_5}(n)$
D_6	(0,01875÷0,0375)	
A_6	(0÷0,01875)	Składowa stała i wolnozmienny trend

Oznaczenia: A_i , D_i – aproksymacja oraz detal na i -tym poziomie dekompozycji; $P_{D_i}(n)$ – moc chwilowa dla i -tego detalu, obliczona wg $P_{D_i}(n) = D_i^2(n)$, n - numer próbki

Wykonanie operacji podnoszenia do kwadratu wartości próbek reprezentujących określony detal opowiada wyznaczeniu mocy chwilowej wydzielonej na rezystorze jednostkowym przez daną składową sygnału. W celu estymacji mocy chwilowej sygnału przedstawiającego fluktuacje w pasmach oznaczonych jako HF i LF należy uwzględnić wszystkie detale, które należą do danego pasma (Tabela 3).

Na rysunku 4 zaprezentowano przykładowe przebiegi mocy chwilowej znamienne dla pasm częstotliwości LF i HF, które zostały wyznaczone dla fluktuacji rytmu serca przedstawionych na rys.3.



Rys. 4. Przebiegi mocy chwilowej w pasmach LF i HF wyznaczone dla fluktuacji rytmu serca

W celu obiektywnej oceny zmian aktywności AUN zachodzących podczas testu diagnostycznego przyjęto dwa współczynniki, tj. WS i WP , które są miarą aktywności odpowiednio układu współczulnego i przywspółczulnego:

$$(1) \quad WS = \frac{PLF_{sr}}{P} \cdot 100,$$

$$(2) \quad WP = \frac{PHF_{sr}}{P} \cdot 100,$$

$$(3) \quad P = PHF_{sr} + PLF_{sr},$$

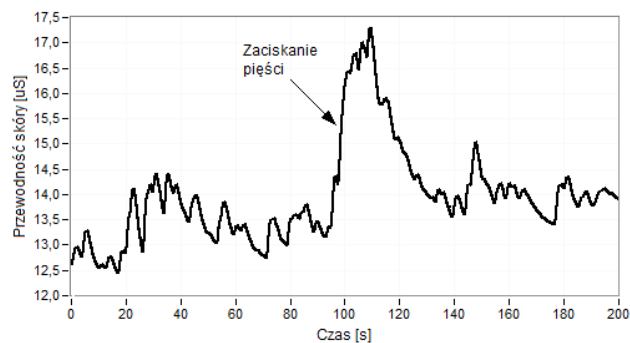
gdzie PHF_{sr} , PLF_{sr} – moc średnia odpowiednio w pasmach częstotliwości HF i LF, która jest obliczana na podstawie uśredniania mocy chwilowej w ruchomym oknie czasowym.

Na podstawie wartości współczynników WS i WP można określić, który z układów współczulny czy przywspółczulny dominuje w danym oknie czasowym.

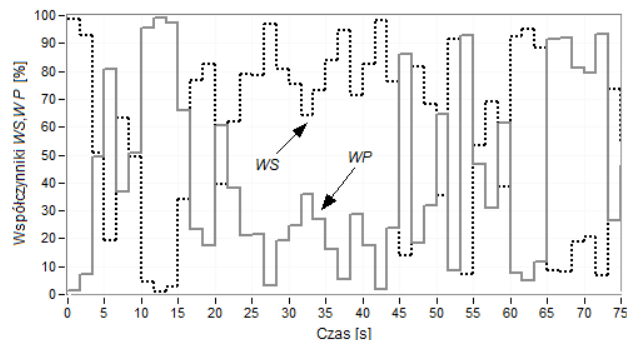
Przykładowe wyniki

Na rysunkach 5, 6 oraz 7 przedstawiono przykładowe wyniki uzyskane podczas testu, który składał się z dwóch etapów:

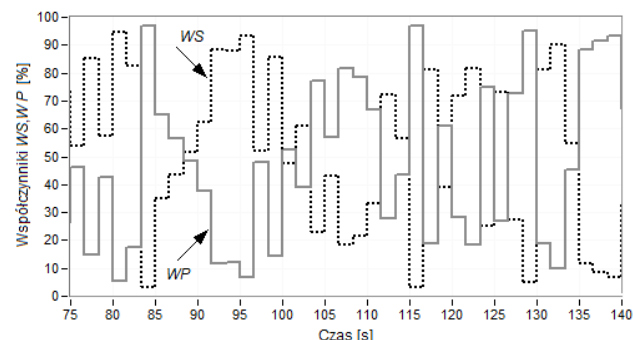
- spokojnego, normalnego oddychania
- zaciskania pięści.



Rys. 5. Sygnał EDA podczas testu zaciskania pięści



Rys. 6. Współczynniki WS i WP - normalne oddychanie



Rys. 7. Współczynniki WS i WP - test zaciskania pięści

Pobudzenie układu współczulnego pod wpływem zaciśnięcia pięści jest widoczne na rys.5 w postaci impulsu o dużej amplitudzie, który pojawił się w przybliżeniu w chwili $t=100$ s. Należy uwzględnić, że znaczne zwiększenie przewodności skóry (tzw. odpowiedź elektrodermalna skóry) następuje z określonym opóźnieniem w odniesieniu do momentu pobudzenia układu współczulnego.

Współczynniki WS i WP zostały wyznaczone na podstawie uśredniania przebiegów mocy chwilowej w pasmach HF i LF za pomocą ruchomego okna czasowego o długości 1,5 s. Segmentacja wspomnianych przebiegów za pomocą krótkiego okna czasowego umożliwia obserwację krótkoczasowych zmian czynności autonomicznego układu nerwowego (rys.6, 7).

Na podstawie wykresów przedstawiających wartości współczynników WS i WP w czasie trwania testu diagnostycznego można określić przedziały czasowe, w których dominuje układ współczulny lub przywspółczulny. Charakter zmian wartości tych współczynników (tj. naprzemienne zwiększanie i zmniejszanie wartości WS i WP) świadczy o dążeniu AUN do osiągnięcia stanu równowagi.

Krótkotrwała aktywność układu współczulnego w wyniku zaciśnięcia pięści rozpoczyna się w przybliżeniu w chwili $t = 90$ s (rys.7). Po upływie ok. 5 s zostaje uaktywniony układ przywspółczulny w celu przywrócenia stanu równowagi.

Łatwo zauważyć, że współczynnik WS osiąga duże wartości (np. na rys.6 w przedziale czasu 15 s do 45 s), co świadczy o aktywności układu współczulnego, ale zmiany przewodności skóry są niewielkie (rys.5), ponieważ nie jest to odpowiedź na bodziec zewnętrzny.

Podsumowanie

W artykule opisano stanowisko pomiarowe oraz metodę opracowaną do przetwarzania sygnałów EKG i EDA (reprezentującego przewodność skóry) w celu obiektywnej oceny czynności autonomicznego układu nerwowego podczas typowych testów diagnostycznych.

Do oceny zmienności rytmu zatokowego serca regulowanego przez autonomiczny układ nerwowy zaproponowano parametry WS i WP wyznaczone na podstawie składowych sygnału HRV wydzielonych za pomocą DWT, tj. składowych fluktuacji HRV obejmujących pasma częstotliwości, w których przejawia się aktywność układu współczulnego oraz przywspółczulnego.

Na podstawie wartości współczynników WS i WP można obserwować zmiany czynności autonomicznego układu nerwowego, które zachodzą podczas przeprowadzonego testu diagnostycznego. Można także określić czas trwania stanu przywracania równowagi pomiędzy czynnością układów współczulnego i przywspółczulnego po świadomej aktywacji jednego z tych układów.

Autor: dr inż. Barbara Wilk, Politechnika Rzeszowska, Katedra Metrologii i Systemów Diagnostycznych, ul. W. Pola A, 35-959 Rzeszów, E-mail: bmwilk@prz.edu.pl

LITERATURA

- [1] Jaworek J., Podstawy fizjologii medycznej, Wydawnictwo Medycyna Praktyczna, Kraków (2012)
- [2] Jörg J., Diagnostyka autonomicznego układu nerwowego i zaburzeń snu, Wyd. Medyczne Urban Partner, Wrocław (2006)
- [3] W. Boucsein, Electrodermal Activity, second ed., Springer, New York (2012)
- [4] Mallat S., A Wavelet Tour of Signal Processing, Academic Press, San Diego-London (1998)
- [5] Augustyniak P., Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych, AGH Uczelniane Wyd. Naukowo-Dydaktyczne, Kraków (2001)
- [6] Widjaja D., et al., Accurate R peak detection and advanced preprocessing of normal ECG for heart rate variability analysis, Computing in Cardiology, 37 (2010), 533–536,
- [7] Wilk B., Zastosowanie transformaty falkowej do detekcji rytmu zatokowego w sygnale EKG, PAK, (2007), nr.12, 38-40
- [8] Bail'on R., et al., The Integral Pulse Frequency Modulation Model With Time-Varying Threshold: Application to Heart Rate Variability Analysis During Exercise Stress Testing, IEEE Trans. Biomed. Eng., 58 (2011) no.3, 642-652
- [9] Wilk B., Analiza widmowa zmienności rytmu serca z wykorzystaniem dyskretnej transformaty falkowej, PAK, (2006), nr.12, 7-9
- [10] Task force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology: Heart rate variability - standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Circulation, 93 (1996), no.3, 1043-1065
- [11] Acharya R. U., et al., Heart rate variability: a review, Med Bio Eng Comput, 44 (2006), 1031-1051
- [12] Tarvainen M. P., et al., Kubios hrv - heart rate variability analysis software, Comput. Methods Programs Biomed., 113 (2014), no. 1, 210-220
- [13] Kublanov V. S., A Hardware–Software System for Diagnosis and Correction of Autonomic Dysfunctions, Biomedical Engineering, 42 (2008), no. 4, 206-212