

Michał BOŁTRUKIEWICZ

POLITECHNIKA POZNAŃSKA, INSTYTUT ELEKTROTECHNIKI I ELEKTRONIKI PRZEMYSŁOWEJ,
ul. Piotrowo 3A, 60-965 Poznań

Zastosowanie wariancji Allana do badania zmienności rytmu serca

Dr inż. Michał BOŁTRUKIEWICZ

Ukończył studia na kierunku Automatyka i Robotyka (1994). Stopień doktora nauk technicznych uzyskał w 2003 roku. Od 1995 roku jest pracownikiem Politechniki Poznańskiej, obecnie na stanowisku adiunkta w Zakładzie Metrologii i Optoelektroniki. Jest autorem lub współautorem ponad 50 publikacji naukowych. Zajmuje się pomiarami i przetwarzaniem sygnałów biomedycznych, oraz konstrukcją elektronicznych przetworników sygnałów.



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

Streszczenie

Zmienność rytmu serca jest powszechnie występującym zjawiskiem fizjologicznym. Do jego parametryzacji wykorzystuje się typowe wielkości statystyczne, do których należy wartość średnia i odchylenie standardowe. W pracy zaproponowano wykorzystanie do jej oceny wariancji Allana, która jest użyteczna w ocenie jakości oscylatorów elektronicznych. Zaprezentowano adaptację metody obliczeniowej wariancji Allana, którą dostosowano do specyfiki badanego sygnału oraz wyniki uzyskane dla trzech 10-minutowych przebiegów akcji serca.

Słowa kluczowe: zmienność rytmu serca, wariancja Allana, częstotliwość zatokowego rytmu serca.

Application of Allan variance to research of heart rate variability**Abstract**

The heart rate variability - HRV, is a general physiological phenomenon. The analysis of HRV is a simple and noninvasive clinical examination of heart and autonomic nervous system. In the time domain the periods of electrocardiographic signal (ECG) or photoplethysmographic signal (PPG) are detected. Next, typical statistical parameters such as e.g. the average value, the standard deviation of these periods are calculated. The Allan variance is a recommended measure of instability of oscillators. The human heart is an oscillator too, so the Allan variance has been proposed to evaluate its rhythm variability. The procedure of calculation of the Allan variance has been modified, because the fundamental frequency of the heart rhythm is unknown. This modification is described by Eqs. 1 - 5, and shown in Fig. 1. In the experiments the PPG signal has been used. The histograms of the heart rhythm periods are presented in Fig. 2. The obtained values of the heart rhythm Allan variance are shown in Fig. 3. The obtained results enable identification of the kind of a noise component occurring in the heart rhythm.

Keywords: heart rate variability, modified Allan variance, frequency of heart rhythm.

1. Wstęp

Organizm ludzki jest źródłem wielu informacji diagnostycznych, których akwizycja charakteryzuje się zróżnicowanym stopniem ingerencji oraz złożoności. Posiada on także naturalne predyspozycje do udostępniania informacji diagnostycznych, które wykorzystywane są często do tzw. „samokontroli” w warunkach domowych. Należy do nich m.in. temperatura ciała, ciśnienie tętnicze krwi oraz częstotliwość rytmu zatokowego serca (tzw. „tętna”).

Metoda pomiaru częstotliwości rytmu serca wykorzystuje zjawisko „pulsowania” tętnic, odkształcających się pod wpływem okresowych zmian ciśnienia krwi. Jest ono wyczuwalne dotykowo w miejscach, w których tętnice znajdują się bezpośrednio pod skórą i nie są osłonięte tkanką mięśniową (nadgarstek, szyja itp.). Pomiar tego parametru wykonywany jest w okresie 1 minuty, podczas której zliczane są kolejne odkształcenia. Uzyskiwany

w ten sposób wynik jest częstotliwością średnią i nie zawiera informacji o zmianach rytmu serca zachodzących w czasie pomiaru.

Zmienność rytmu serca, określana w terminologii medycznej skrótem HRV (ang. heart rate variability), jest powszechnie występującym zjawiskiem fizjologicznym, które polega na zachodzących w sposób ciągle niewielkich zmianach chwilowej częstotliwości rytmu zatokowego serca, przeważnie niewykrywalnych w badaniu dotykowym. Skalę tego zjawiska ukazują wyniki badań eksperymentalnych, w których porównywano okresy rytmu zatokowego 96 sekundowych zapisów fali tętna. W przeprowadzonych badaniach uzyskiwano różnice wartości skrajnych dochodzące nawet do 250 ms, przy średnim czasie trwania okresu wynoszącym 1s [1].

Ponieważ częstotliwość chwilowa jest w praktyce niemierzalna, w badaniach HRV, wykorzystywane są kolejne okresy rytmu zatokowego, wyznaczone na podstawie 24 godzinnej zapisu czynności serca. Uzyskane dane są następnie analizowane w dziedzinie czasu i częstotliwości.

Analiza zmienności rytmu serca w dziedzinie czasu polega na estymacji punktowej najważniejszych parametrów statystycznych zbioru danych eksperymentalnych, które interpretuje się następnie jako wskaźniki zmienności rytmu zatokowego. Przykładowo, do oceny zmienności w okresie doby wykorzystuje się wartość średnią (ang. Mean RR) oraz odchylenie standardowe (ang. SDNN), badanego zbioru próbek. Natomiast do oceny zmienności krótkoczasowej wykorzystuje się 5-cio minutowe fragmenty zapisu czynności serca, dla których także wyznacza się odchylenie standardowe (ang. SDANN) oraz pierwiastek kwadratowy ze średniej kwadratów różnic czasu trwania kolejnych okresów (ang. rMSSD).

Wszystkie wskaźniki rytmu serca (również te których tutaj nie wymieniono) są sparаметryzowane, co stanowi odniesienie dla wykonywanych badań. Przykładowo, typowa wartość wskaźnika rMSSD wynosi 27 ± 17 ms.

Jako jedną z przykładowych, fizjologicznych przyczyn zmienności rytmu serca wymienia się niemierność oddechową (tzw. arytmie oddechową), która polega na przyspieszaniu rytmu serca podczas wdechu i zwalnianiu podczas wydechu i jest charakterystyczna dla dzieci i osób młodych. Jest to tzw. arytmia naturalna, która zanika zazwyczaj po 40-tym roku życia [2].

Ocena zmienności rytmu serca wykorzystywana jest w kardiologii do nieinwazyjnego badania czynności układu autonomicznego serca, do oceny ryzyka komorowych zaburzeń rytmu serca u chorych po przebytym zawale mięśnia sercowego oraz w badaniach autonomicznego układu nerwowego.

2. Serce jako oscylator biologiczny

Jedną z najważniejszych właściwości serca jest autonomiczność czyli zdolność do samodzielnego, niezależnego działania. Autonomiczny układ bódźcotwórczy, stanowiący jego fizjologiczny rozrusznik, znajduje się w węzle zatokowo-przedsińkowym i jest zbudowany z komórek mięśniowych wyspecjalizowanych w zakresie okresowego wytwarzania impulsów elektrycznych bez udziału jakiegokolwiek zewnętrznego pobudzenia. Ze względu na zdolność do generowania okresowych impulsów elektrycznych serce, a właściwie jego fizjologiczny rozrusznik, jest więc w istocie oscylatorem biologicznym.

Częstotliwość rytmu serca jest na bieżąco dostosowywana do potrzeb organizmu (np. sen, odpoczynek, wysiłek fizyczny, stan emocjonalny). W efekcie nie istnieje uprzywilejowana i zdeterminowana konstrukcyjnie wartość częstotliwości rytmu zatokowego, będąca odpowiednikiem częstotliwości nominalnej (rezonansowej) oscylatora elektronicznego. Należy jednak podkreślić, że częstotliwość rytmu zatokowego ma tendencje do stabilizowania

się w warunkach ustalonych (np. sen, odpoczynek, długotrwały wysiłek itp).

W procesie regulacji rytmu serca biorą udział obie części autonomicznego układu nerwowego - współczulna i przywspółczulna. Pierwsza z nich odpowiedzialna jest za dostosowanie parametrów organizmu do warunków zewnętrznych (wzmoczony wysiłek, pobudzenie emocjonalne) i usiłuje przyspieszyć rytm serca. Druga natomiast, której działanie ma charakter dominujący, jest wyspecjalizowana w oszczędzaniu energii i spowalnia pracę serca. W pętli sprzężenia zwrotnego układu regulacji rytmu serca wykorzystywany jest sygnał ciśnienia krwi [3].

Podstawowym wymaganiami odnoszącymi się do jakości oscylatora jest stałość częstotliwości generowanego przebiegu.

Parametrem, stanowiącym zalecaną miarę niestabilności częstotliwościowej w dziedzinie czasu jest wariancja Allana [4] opisana zależnością

$$\sigma_y^2(\tau) = \frac{1}{2} \left(\bar{y}_{i+1} - \bar{y}_i \right)^2 \quad (1)$$

Występujące w zależności (1) \bar{y}_{i+1} oraz \bar{y}_i oznaczają średnie wartości względnego losowego odchylenia częstotliwości, danego wzorem

$$y(t) = \frac{1}{2\pi f_0} \frac{d\varphi(t)}{dt} = \frac{dx(t)}{dt} \quad (2)$$

w którym f_0 oznacza częstotliwość nominalną (rezonansową) oscylatora, natomiast $\varphi(t)$ jest losową fazą [5].

W praktyce pomiarowej mierzy się tzw. losową fazę $\varphi(t)$ i korzystając z zależności

$$x(t) = \frac{1}{2\pi f_0} \varphi(t) \quad (3)$$

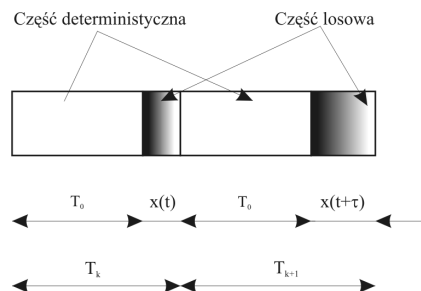
wyznacza się tzw. losowe odchylenie czasu $x(t)$, stanowiące różnicę pomiędzy bieżącą wartością okresu przebiegu i jego wartością nominalną (wzorcową), oznaczaną jako T_0 . Średnie względne odchylenie częstotliwości chwilowej wyznacza się wówczas z zależności

$$\bar{y}(t) = \frac{x(t + \tau) - x(t)}{\tau} \quad (4)$$

w której τ oznacza długość przedziału uśredniania.

W przypadku zatokowego rytmu serca zastosowanie zależności (3) jest niemożliwe, ponieważ nie jest znana częstotliwość nominalna f_0 badanego przebiegu.

W kolejnych zmierzonych okresach badanego przebiegu oznaczonych na rys. 1 jako T_k i T_{k+1} można wyróżnić część deterministyczną o stałej wartości T_0 oraz losową oznaczoną odpowiednio jako $x(t)$ oraz $x(t + \tau)$.



Rys. 1. Pomiar różnicy losowego odchylenia czasu
Fig. 1. Measurement of the difference of random time deviation

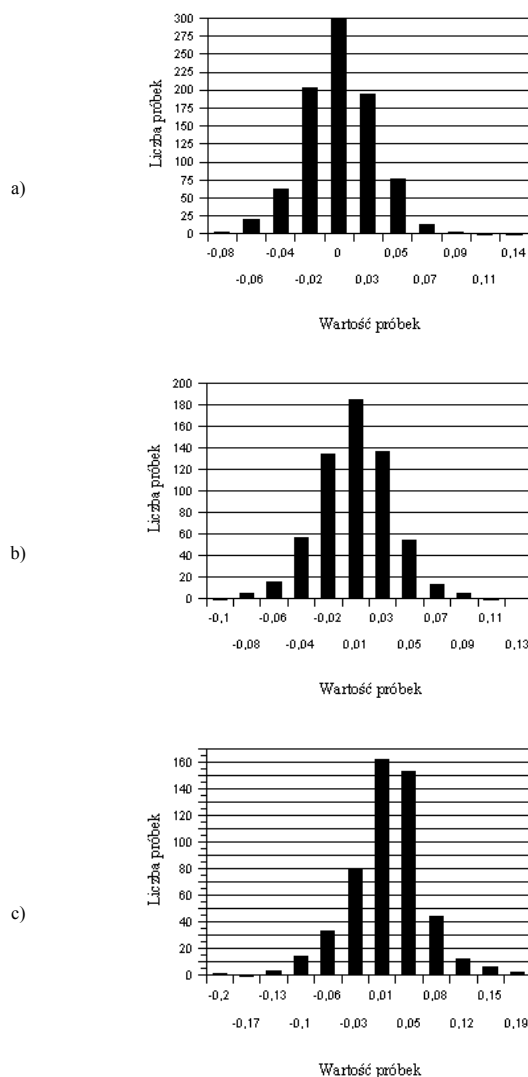
Różnica dwóch kolejnych okresów, dana zależnością

$$T_{k+1} - T_k = (T_0 + x(t + \tau)) - (T_0 + x(t)) = x(t + \tau) - x(t) \quad (5)$$

jest równa różnicy losowych odchyleni czasów występującej w liczniku zależności (4). Oznacza to, że przy założeniu skrócenia czasu uśredniania do jednego okresu, istnieje możliwość wyznaczenia średniego względnego odchylenia częstotliwości chwilowej (a tym samym wariancji Allana) przy braku znajomości częstotliwości nominalnej badanego przebiegu.

3. Analiza danych eksperymentalnych

W klinicznych badaniach HRV wykorzystuje się sygnał elektrokardiograficzny (EKG), będący zapisem elektrofizjologicznej czynności mięśnia sercowego. Do badań zmienności rytmu serca można także wykorzystać inne sygnały biologiczne, w których rytm zatokowy serca wyznacza częstotliwość podstawowej składowej. Należą do nich m.in. sygnał fonokardiograficzny (FKG) oraz fotopletyzmograficzny (PPG). Pierwszy z wymienionych jest sygnałem akustycznym emitowanym przez pracujące rytmicznie serce, drugi natomiast zawiera informacje o zjawiskach hemodynamicznych zachodzących w układzie krążenia, w tym o przepływie krwi w monitorowanych naczyniach krwionośnych.



Rys. 2. Histogramy różnic losowych odchyleni czasu
Fig. 2. Histograms of the differences of random time deviation

W przeprowadzonych obliczeniach wykorzystywano trzy, 10-minutowe przebiegi sygnału fotopletyzmograficznego (PPG), pozyskiwane w warunkach spoczynkowych. Do ich akwizycji zastosowano pulsooksymetr OXYPLETH firmy NOVAMETRIX. Były one próbkowane z częstotliwością 50Hz, skalowane do

przedziału obejmującego wartości od 0 do 99, i przesyłane w formie ciągu znaków ASCII do komputera PC przy użyciu portu szeregowego RS232C.

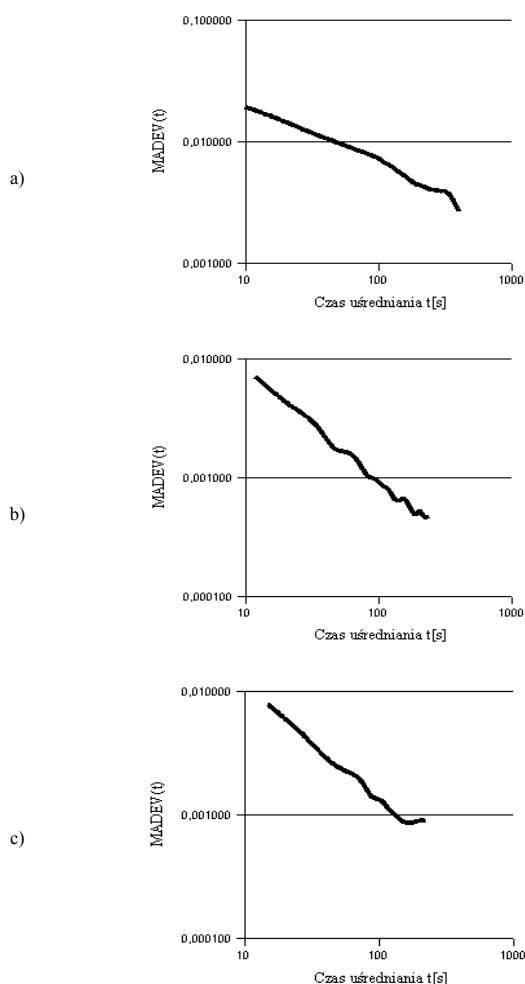
Dla zarejestrowanych przebiegów wyznaczano wartości kolejnych okresów rytmu zatokowego, a następnie różnice wartości kolejnych okresów, zgodnie z zależnością (5). Uzyskiwane w ten sposób przebiegi miały charakter losowy, a ich charakterystyczne cechy, do których należy rozkład prawdopodobieństwa i zakres wartości najlepiej oddają histogramy przedstawione na rys. 2.

4. Wyznaczenie wariancji Allana

Gdyby istniała możliwość pomiaru losowego składnika fazy w czasie rzeczywistym, kolejne próbki czasu fazowego byłyby pozyskiwane z różnymi krokami próbkowania. Implikuje to konieczność zastosowania zmodyfikowanej wariancji Allana, której estymator dany jest zależnością [6]

$$\text{mod } \sigma_y^2(\tau) = \frac{1}{2(N-2n+1)} \sum_{i=1}^{N-2n+1} \left(\frac{1}{n} \sum_{j=i+n}^{i+2n-1} y_j - \frac{1}{n} \sum_{j=i}^{i+n-1} y_j \right)^2, \tau = n \tau_0 \quad (6)$$

w której N oznacza całkowitą liczbę próbek badanego sygnału. Zmodyfikowana wariancja Allana charakteryzuje się dodatkowym uśrednianiem n próbek losowego składnika fazy znajdujących się wewnątrz przedziału o długości τ , którego wartość dobierano jako wielokrotność 10 sekund.



Rys. 3. Uzyskane wartości zmodyfikowanej dewiacji Allana
Fig. 3. The obtained values of the modified Allan deviation

W praktyce pomiarowej wykorzystuje się pierwiastek kwadratowy z wariancji Allana nazywany dewiacją Allana i oznaczany MADEV(τ).

Obliczone wartości zmodyfikowanej dewiacji Allana wykreślono w logarytmicznym układzie współrzędnych i zaprezentowano na rys. 3, przyjmując jako zmienną niezależną czas uśredniania. Kolejność przebiegów odpowiada kolejności histogramów z rys. 2.

Jedną z najistotniejszych właściwości dewiacji Allana jest możliwość identyfikacji rodzaju szumu obecnego w badanym sygnale. Procedura identyfikacji wykorzystuje nachylenie przebiegu zmodyfikowanej dewiacji Allana wykreślonej na w logarytmicznym układzie współrzędnych w funkcji czasu uśredniania.

Dla przebiegów oznaczonych jako b i c, nachylenie dewiacji Allana wynosi ok. -10 dB/dekadę, co wskazuje jednoznacznie na obecność szumu typu 1/f, nazywanego szumem migotania lub szumem różowym. W przypadku przebiegu oznaczonego jako a, nachylenie przebiegu dewiacji Allana wynosi natomiast ok. -5 dB/dekadę, co identyfikuje tzw. biały szum częstotliwości.

Warto zwrócić uwagę, że pomimo podobnych funkcji gęstości prawdopodobieństwa, uzyskane przebiegi zmodyfikowanej dewiacji Allana są zróżnicowane, co może świadczyć o dużej czułości prezentowanej procedury obliczeniowej.

5. Podsumowanie

Wykorzystanie zmodyfikowanej wariancji Allana w ocenie zmienności rytmu serca, rozważanego jako oscylator biologiczny, wydaje się naturalną konsekwencją jej zastosowania w ocenie jakości generatorów elektronicznych. Podstawową zaletą zmodyfikowanej wariancji Allana, wyznaczanej w dziedzinie czasu, jest możliwość identyfikacji charakteru zjawisk losowych, która dotychczas wymagała przeprowadzenia analizy częstotliwościowej.

Należy podkreślić, że intencją przeprowadzonych prac nie było stworzenie alternatywy, a jedynie zaprezentowanie nowych możliwości uzupełniających, w pewnym sensie, zakres badań HRV.

Na obecnym etapie badań skoncentrowano się przede wszystkim na adaptacji przebiegu procedury obliczeniowej, która wymagała dostosowania do charakteru badanych zjawisk. Usprawiedliwia to niewielką liczbę uzyskanych wyników, które z tej racji trudno odnieść zarówno do jakości istniejących oscylatorów, jak i do wartości wskaźników HRV.

6. Literatura

- [1] Bołtrukiewicz M.: Sposoby pozyskiwania i kondycjonowania sygnału fotopletyzmoграфicznego, Praca doktorska pod kier. A. Cysewskiej Sobusiak., Politechnika Poznańska 2003.
- [2] Traczyk W.Z., Trzebski A., (red): Fizjologia człowieka z elementami fizjologii klinicznej. Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa 1980.
- [3] Nason A., Dehaan R.L.: Świat biologii, Państwowe Wyd. Rolnicze i Leśne, Warszawa 1987,
- [4] Kartaschoff P.: Częstotliwość i czas, Wyd. Komunikacji i Łączności, Warszawa 1985.
- [5] Dobrogowski A.: Sygnał czasu, Wyd. Politechniki Poznańskiej, Poznań 2003.
- [6] Sochocka D.: Zastosowanie wariancji Allana do oceny wyników pomiarów napięcia wzorców napięcia z diodami Zenera, Mat. Konferencyjne XXXVI Międzyuczelnianej Konferencji Metrologów, Ustroń 2004.

otrzymano / received: 14.09.2011

przyjęto do druku / accepted: 02.11.2011

artykuł recenzowany