

Pracownia Podstaw Analizy Sygnałów Biologicznych

Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej

Prof. nadzw. dr hab. W.Klonowski

mgr inż. Michał Pierzchalski, mgr inż. Paweł Stępień, dr Robert Stępień

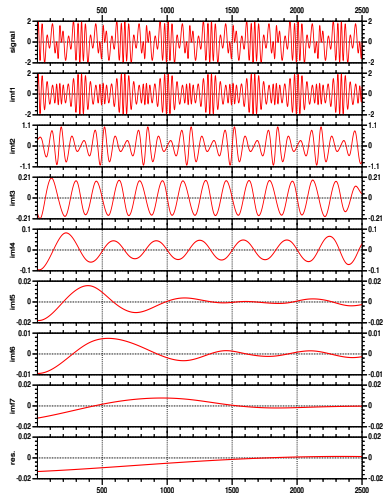
16 grudnia 2011

Analiza testów psychometrycznych i posturograficznych osób chorych na chorobę Parkinsona przy użyciu metody Empirical Mode Decomposition

Empirical Mode Decomposition

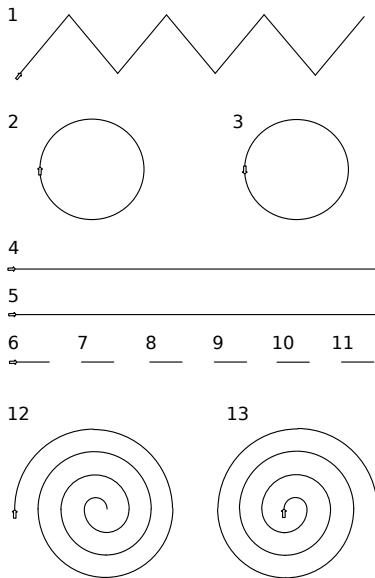
Metoda empirycznego rozkładu na sygnały składowe (ang. Empirical Mode Decomposition, EMD) jest stosunkowo nowym narzędziem umożliwiającym rozłożenie sygnału na monokomponenty, opracowanym przez Nordena Huanga w 1996 roku. Została zaimplementowana w następujących krokach:

- identyfikacja w sygnale najszybszych oscylacji;
- odjęcie tych oscylacji od sygnału;
- iteracja na różnicy do coraz to niższych częstotliwości.



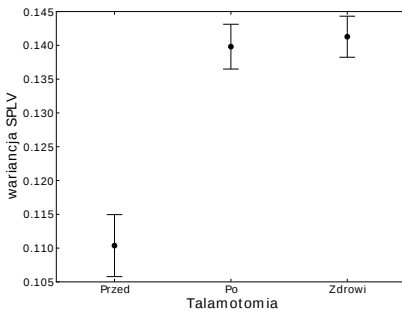
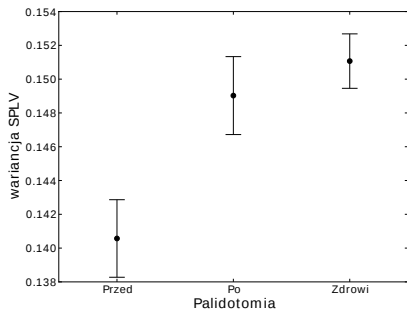
Test psychomotoryczny

Zespół prof. dr hab. med. E. Gorzelańczyka (Uniwersytet Kazimierza Wielkiego, Bydgoszcz) opracował wzorzec testów mający sprawdzać zdolności psychomotoryczne pacjenta. Test polega na narysowaniu przez pacjenta serii figur na tablecie w odpowiedniej kolejności według wzorca (strzałkami oznaczono punkt początkowy i kierunek rysowania danej figury).



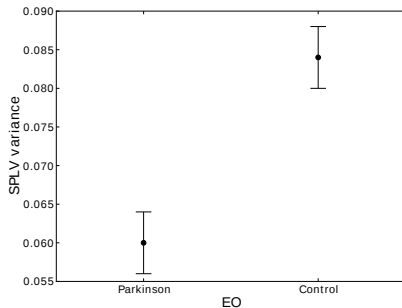
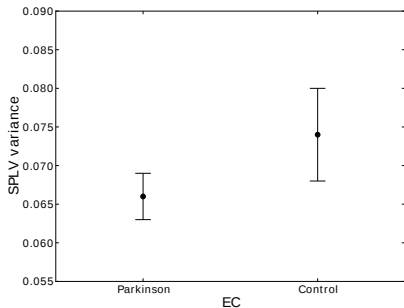
Testy wykonano na dwóch grupach pacjentów – osoby poddane zabiegowi palidotomii (grupa pierwsza – 27 przypadków) i osoby poddane zabiegowi talamotomii (grupa druga – 27 przypadków). Każdego pacjenta badano przed i po operacji. Każdej grupie przyporządkowano odpowiednią grupę kontrolną, po 27 przypadków każda, składającą się z osób zdrowych w tych samych kategoriach wiekowych co osoby chore w danej grupie. Testy kliniczne wykazały poprawę stanu badanych pacjentów. Obliczona została wariancja synchronizacji między modami 3 i 4 obu sygnałów.

Test psychomotoryczny - wyniki

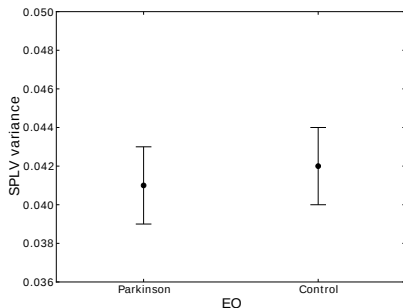
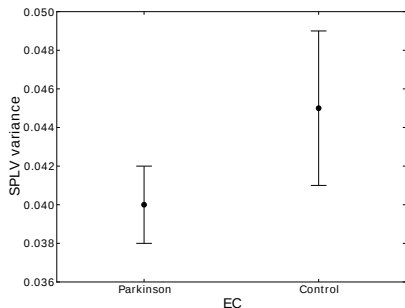


Wariancja współczynnika synchronizacji modów *EMD* przy rysowaniu wszystkich figur dla cierpiących na chorobę Parkinsona

Dane posturograficzne uzyskiwane są ze specjalnej platformy reagującej na balans ciała pacjenta przez pomiar współrzędnych (x,y) środka ciężkości lub środka nacisku. Badania wykonano na 6 osobach cierpiących na chorobę Parkinsona oraz na 6 osobach z grupy kontrolnej. Dane otrzymaliśmy od prof. dr hab. J. Błaszczyka z Instytut Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego PAN. Każdą osobę zbadano zarówno przy otwartych jak i zamkniętych oczach. Sygnały zostały rozłożone na trzy mody. Do analizy synchronizacji wybrano mod drugi oraz trzeci.



Wariancja współczynnika synchronizacji modów EMD danych posturograficznych osób cierpiących na chorobę Parkinsona i grupy kontrolnej przy oczach zamkniętych oraz otwartych.



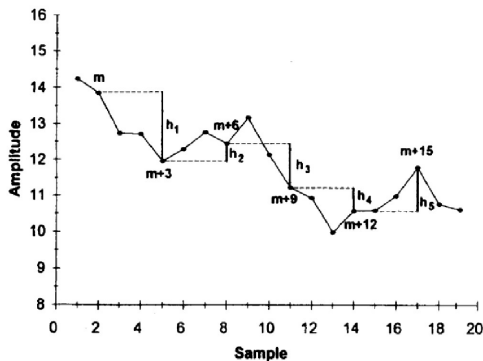
Wariancja współczynnika synchronizacji sygnałów posturograficznych osób cierpiących na chorobę Parkinsona i grupy kontrolnej przy oczach zamkniętych oraz otwartych obliczona bez rozkładu sygnałów na składowe za pomocą EMD.

- Przedstawione wyniki pokazują, że analiza synchronizacji połączona z metodą *EMD* jest obiecującym narzędziem przy diagnozie choroby Parkinsona.
- Zauważone zostały istotne statystycznie różnice w wynikach synchronizacji między osobami chorymi a grupą kontrolną w teście psychomotorycznym. Różnice te zmalały po zabiegu chirurgicznym świadcząc o poprawie zdolności motorycznych.
- Analiza testów posturograficznych wykazała, że przy otwartych oczach wariancja współczynnika synchronizacji modów *EMD* u osób chorych na chorobę Parkinsona jest znacznie mniejsza niż w kontrolnej grupie osób zdrowych. Otrzymane wyniki wydają się świadczyć o pogorszonej koordynacji wzrokowo-ruchowej u cierpiących na chorobę Parkinsona.

Analiza sygnału HRV u chorych z zaburzeniami rytmu serca metodami symbolicznymi i metodą wymiaru fraktalnego

Wymiar fraktalny Higuchi'ego

Wymiar fraktalny Higuchi'ego D_f jest obliczany bezpośrednio z sygnału bez rekonstrukcji dziwnych atraktorów w wielowymiarowej przestrzeni fazowej. Przyjmuje on wartości od 1 dla nieskomplikowanej krzywej funkcyjnej do 2 dla krzywej wypełniającecej całą płaszczyznę. Część ułamkowa jest miarą złożoności badanego sygnału



Wymiar fraktalny Higuchi'ego

$$\textcircled{1} X(1), X(2), X(3), \dots, X(N)$$

$$\textcircled{2} X_k^m : X(m), X(m+k), X(m+2k), \dots, X(m + \left[\frac{N-m}{k}\right] k)$$

$$\textcircled{3} L_m(k) = \left\{ \left(\sum_{i=1}^{\left[\frac{N-m}{k}\right]} |X(m+ik) - X(m+(i-1)k)| \right)^{\frac{N-1}{\left[\frac{N-m}{k}\right]k}} \right\} / k$$

$$\textcircled{4} L(k) = \frac{\sum_{m=1}^k L_m(k)}{k}$$

$$\textcircled{5} L(k) \propto k^{-D_f}$$

$$\textcircled{6} \ln(L(k)) = D_f \cdot \ln\left(\frac{1}{k}\right) + \bar{b}$$

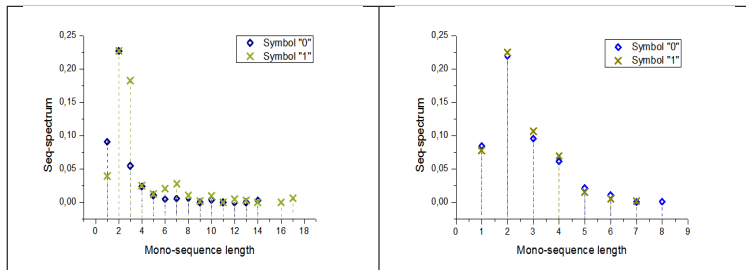
dla $m = (1, 2, \dots, k)$, gdzie m – punkt początkowy, k – przesunięcie czasowe, $\left[\frac{N-m}{k}\right] = \text{int}\left(\frac{N-m}{k}\right)$ – część całkowita liczby rzeczywistej

Korzystając ze schematu różnicowego oblicza się różnice pierwszego rzędu z ciągu interwałów RR, które następnie koduje się w ciąg symboli należących do dwuelementowego zbioru $\{0,1\}$

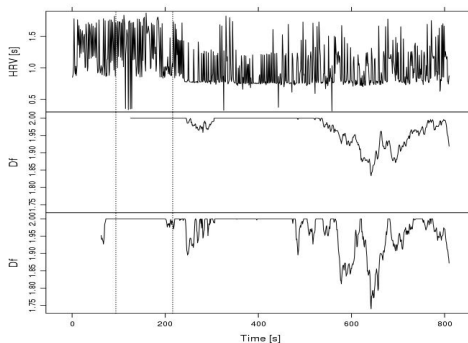
$$s(i) = \begin{cases} 1 & \text{if } [x(i+1)-x(i)] \geq 0 \\ 0 & \text{if } [x(i+1)-x(i)] < 0 \end{cases}$$

W takiej reprezentacji, symbol „0” odpowiada przyspieszeniu rytmu serca, gdyż ujemna wartość pochodnej odpowiada skracaniu się kolejnych interwałów RR. Symbol „1” opisuje sytuacje gdy długość interwałów RR rośnie lub nie ulega zmianie, odpowiada to spowolnieniu lub braku zmian rytmu serca.

Monosekwencje o długości 2 dominują w O-widmach obliczonych dla szeregów RR

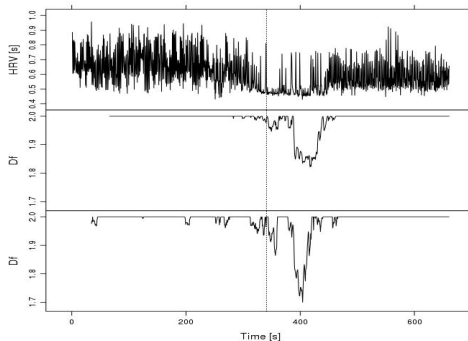


O-widmo rytmu zatokowego jest znacząco szersze niż dla migotania przedsionków



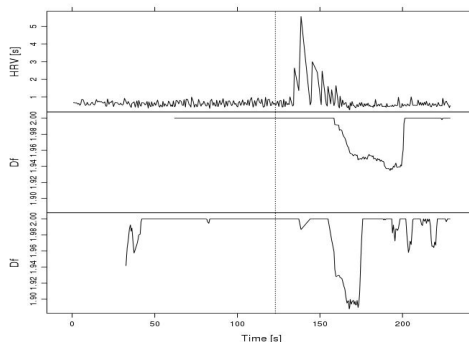
Izoprenalina wstrzyknięta w 94. i 214. sek.;środek - D_f , okno = 100,
 $t2_{D_f} = 530s$, $D_{f2} = 1.83$; spód - D_f , okno = 50, $t1_{D_f} = 246s$, $D_{f1} = 1.89$,
 $t2_{D_f} = 481s$, $D_{f2} = 1.74$

Izoprenalina– MP i TP

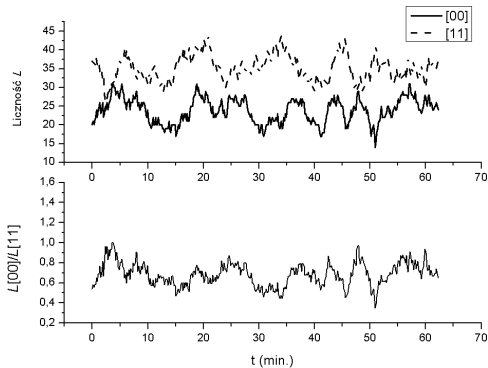


Izoprenalina wstrzyknięta w 341. sek.; góra - HRV; środek - Df, okno = 100, $t1_{Df} = 395s$, $D_{f1} = 1.82$; spód - Df, okno = 50, $t1_{Df} = 345s$, $D_{f1} = 1.70$

Adenozyna – MP

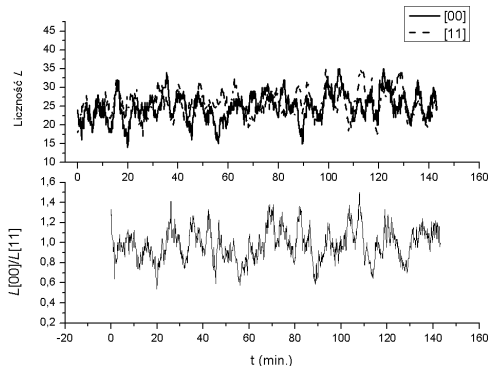


Adenozyna wstrzyknięta w 123. sek; góra - HRV; środek - Df, okno = 100, $t1_{D_f} = 160s$, $D_{f1} = 1.93$; spód - Df, okno = 50, $t1_{D_f} = 159s$, $D_{f1} = 1.89$



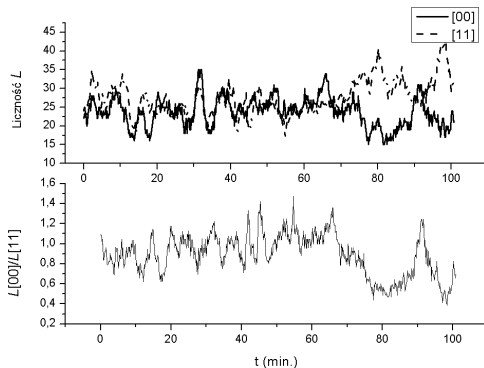
Krzywe Liczności $L[00]$ i $L[11]$ są rozdzielone. Asymetria między cyklami przyspieszania i spowalniania rytmu serca jest widoczna. Średni iloraz liczności $L[00]/L[11]$ dla 6 przypadków : $0,73 \pm 0,09$

Migotanie przedsionków



Krzywe liczności $L[00]$ i $L[11]$ leżą blisko siebie a asymetria między trendami przyspieszania i spowalniania jest słaba. Średni stosunek liczności $L[00]/L[11]$ dla 12 przypadków : $1,01 \pm 0,04$

Migotanie przedsionków i rytm zatokowy



Krzywe licznosc wyraźnie rozdzielają się gdy rytm zatokowy jest przywracany. Średni iloraz $L[00]/L[11]$ dla 5 przypadków: $0,93 \pm 0,15$

- Odpowiedź układu sercowo-naczyniowego na dożylnie podanie adenozyliny albo izoprenaliny jest widoczna w zmianach wymiaru fraktalnego sygnału HRV.
- Proponowane metody pozwalają na śledzenie nieregularnej aktywności serca i na odróżnienie migotania przedsionków od rytmu zatokowego.
- Metody nie różnicują pomiędzy migotaniem a trzepotaniem przedsionków.
- Czułość na zmiany w sygnale HRV może być regulowana poprzez zmianę okna czasowego.
- Obie metody nie wymagają regularnego próbkowania i używania interpolacji.

DZIĘKUJĘ ZA UWAGĘ