

Wpływ wzroku na złożoność regulacji balansu ciała

Dr n. med. inż. KRZYSZTOF PIOTR MICHALAK^{1,2}, dr ANNA PRZEKORACKA-KRAWCZYK^{1,2}

¹Pracownia Fizyki Widzenia i Optometrii, Wydział Fizyki, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

²Laboratorium Fizyki Widzenia i Neuronauki, Centrum NanoBioMedyczne, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Streszczenie

Balans ciała w trakcie spokojnego stania jest złożonym, chaotycznym układem regulacyjnym, a wzrok to jedna z głównych informacji wejściowych dla tej regulacji. Parametrem opisującym tę złożoność jest m.in. wymiar korelacyjny d . W grupie 30 zdrowych, młodych osób zbadano wymiar korelacyjny składowej CoPM sygnałów posturograficznych reprezentującej oscylacje środka nacisku stóp wokół rzutu środka masy na płaszczyznę podstawy. Pomiar powtórzono przy oczach otwartych i zamkniętych. Badanie wykazało, że złożoność regulacji balansu ciała jest wysoka i wynosi około $d=5-7$. Wymiar korelacyjny przy oczach zamkniętych jest nieco niższy niż przy oczach otwartych, szczególnie dla składowej przód-tył balansu ciała. Oznacza to, że wskutek zamknięcia oczu regulacja staje się nieco prostsza, przez co też nieco mniej precyzyjna. Analiza metodą tasowania sygnałów wykazała również, że chaotyczne sygnały CoPM posiadają ukryte, niewidoczne gołym okiem uporządkowanie.

Wstęp

Układ posturalny człowieka utrzymujący pozycję pionową ciała w trakcie spokojnego stania jest bardzo złożonym systemem regulacyjnym [1,2]. Podlega on złożonym mechanizmom polegającym na wysyłaniu do mięśni impulsów korekcyjnych mających na celu utrzymanie postawy pionowej [3]. Niezależnie od badań mających na celu określenie szczegółowych mechanizmów regulujących tę równowagę, możliwe jest też mierzenie stopnia złożoności tej regulacji. Służą do tego m.in. algorytmy wyznaczające złożoność badanych sygnałów [4–6]. W przypadku badania układu posturalnego, badanymi sygnałami będą sygnały posturograficzne rejestrujące przemieszczanie się środka nacisku ciała (*Center of Pressure*, CoP) na podłożu w trakcie spokojnego stania na platformie pomiarowej. Sygnały te mogą być rozłożone na dwie podstawowe składowe: dryf środka masy ciała (*Center of Mass*, CoM) i różnicę między CoP i CoM, czyli CoPM – sygnał, który w dużo większym stopniu odzwierciedla pracę układu równowagi człowieka niż czysty sygnał posturograficzny [7].

Układy samoregulujące się należą do grupy układów, w których pojawiają się sprzężenia zwrotne między informacją wyjściową a wejściową, przez co następuje generowanie bodźców korygujących zachowanie się układu. Układy takie mogą na pozór wykazywać zachowanie nieregularne, nieprzewidywalne, jednak w generowanym przez nie chaosie można znaleźć pewien rodzaj porządku. Dziedziną nauki, która zajmuje się takimi układami, jest teoria chaosu deterministycznego, zwana też teorią dynamiki nieliniowej.

Układ posturalny człowieka również podlega podobnym regulacjom, dlatego też podjęta została próba zbadania go przy użyciu tej metody. Jednym z podstawowych parametrów opisujących złożoność, czyli stopień skompliko-

Abstract

The balance of the body during a calm stand is a complex, chaotic regulation system, and sight is one of the main input information for this regulation. The parameter describing this complexity is, among others, correlation dimension d . In the group of 30 healthy, young people, the correlation dimension of the CoPM component of posturographic signals representing the oscillation of the center of pressure of the feet around the projection of the center of mass on the plane of the base was examined. The measurement was repeated with eyes open and closed. The research showed that the complexity of the body balance regulation is high and amounts to about $d=5-7$. The correlation dimension with eyes closed is slightly lower than with the eyes open, especially for the front-back component of the body balance. This means that due to the closing of the eyes, the adjustment becomes slightly simpler, which is also slightly less precise. The signal shuffling analysis also showed that the CoPM's chaotic signals have hidden, invisible to the naked eye, order.

wania układu samoregulującego się, jest tzw. wymiar korelacyjny (*correlation dimension*, d). Pojęcie 'wymiar' ma tu swoje odniesienie do wymiaru geometrycznego, czyli np. trójwymiarowej przestrzeni euklidesowej, w której żyjemy. I tak, przykładowo linia prosta ma wymiar $d=1$, koło ma wymiar $d=2$, a kula ma wymiar $d=3$, gdyż potrzeba odpowiednio jednego, dwóch oraz trzech wymiarów do zobrazowania takich obiektów. W przypadku układów chaotycznych wymiar może jednak przybierać wartości również ułamkowe, co w pierwszym momencie może być trudne do wyobrażenia, gdyż na co dzień nie mamy do czynienia z takimi obiektami. Weźmy jednak jako przykład obiekt o kształcie widelca. W pierwszym przybliżeniu możemy powiedzieć, że ma wymiar $d=1$, gdyż jest zbliżony do linii prostej. Ma jednak też nieduży wymiar poprzeczny i nieduży wymiar pionowy, które są ułamkowe w stosunku do głównego wymiaru podłużnego. Zastosowanie algorytmów złożoności wymiarowej zastosowanych do takiego obiektu wyznaczy jego wymiar na około $d=1.5-2$ w zależności od szczegółowego kształtu widelca.

Wróćmy do sygnałów posturograficznych. W przypadku sygnałów, określenie ich wymiaru napotyka na jeszcze większe trudności, gdyż trudno sobie wyobrazić sygnał jako obiekt przestrzenny. Można jednak dokonać takiej transformacji. Weźmy na przykład $m=3$ kolejne punkty sygnału odległe o określony odstęp czasu L (Lag). Wówczas taki fragment sygnału złożony z m punktów o długości $W=(m-1)*L$ można przedstawić jako jeden punkt w przestrzeni trójwymiarowej. Jeśli podobną operację zastosujemy do całego sygnału, uzyskamy reprezentację sygnału w przestrzeni trójwymiarowej. Operację taką nazywamy „zanurzaniem” (*embedding*) sygnału. Stąd jest już tylko krok do wyznaczenia złożoności takiego układu.

W matematyce, w przeciwieństwie do trójwymiarowej przestrzeni, w której żyjemy, liczba wymiarów nas nie ogranicza. Badany sygnał możemy zanurzyć w dowolnej liczbie m wymiarów poprzez wzięcie nie trzech, ale większej liczby m kolejnych punktów sygnału, tak, by utworzyły jeden punkt w przestrzeni m -wymiarowej. Powstaje w tym momencie pytanie, w ilu wymiarach trzeba zanurzyć sygnał, by prawidłowo oszacować jego złożoność? Odpowiedź jest prosta – liczba wymiarów zanurzenia musi być przynajmniej dwukrotnie większa niż złożoność układu. Jeśli obiekt o kształcie kuli zobrazujemy w dwóch wymiarach, zobaczymy koło, gdyż liczba wymiarów użytych do zobrazowania kuli będzie zbyt mała. Jeśli użyjemy trzech wymiarów, zobaczymy kulę, jednak nie będziemy mieli pewności, czy obiekt nie posiada większej liczby wymiarów, które zostały „obcięte” wskutek płytkiego zanurzenia. Dopiero zanurzenie w przestrzeni sześciowymiarowej da pewność, że żaden dodatkowy wymiar badanego obiektu o wymiarze $d=3$ (kula) nie został obcięty [8].

Drugim problemem związanym z wyznaczaniem złożoności sygnałów jest szerokość okna W , którą weźmiemy do analizy. Generalnie, w układach chaotycznych, im dłuższy odcinek weźmiemy, tym większa będzie złożoność zanurzonego sygnału. Da się jednak zaobserwować pewien przedział szerokości okna, w którym przyrost złożoności nie będzie się pojawiać lub będzie wolniejszy (obszar plateau na wykresie $d=fn(W)$). Ten właśnie przedział jest właściwy do określenia złożoności wymiarowej sygnału [9]. Aby prawidłowo określić złożoność sygnału, trzeba więc przygotować zależność $d=fn(W)$ i poszukać obszaru poziomego na tym wykresie. Szerokość okna W , jak zostało wcześniej wspomniane, to długość odcinka sygnału, który tworzy jeden punkt w przestrzeni m -wymiarowej.

Szczegółowy algorytm wyznaczania wymiaru korelacyjnego d , przy pomocy którego została w bieżącej pracy wyznaczona złożoność sygnałów posturograficznych, był opisany w publikacjach [4–6].

Rola informacji wzrokowej

Wzrok jest jedną z ważniejszych informacji wejściowych dla układu regulującego balans ciała [10,11]. Zamknięcie oczu powoduje, że układ regulujący balans ciała traci całkowicie część informacji niezbędnej dla prawidłowego włączania sprzężeń regulujących równowagę. Zważywszy, że wskutek wyłączenia części sprzężeń informacyjnych układ regulujący staje się prostszy, można się spodziewać, że zamknięcie oczu spowoduje zmniejszenie złożoności sygnałów posturograficznych w stosunku do sygnałów rejestrowanych przy oczach otwartych. Przy czym trzeba dodać, że prostsza struktura wcale nie musi oznaczać mniejszych amplitud oscylacji środka nacisku. Wręcz przeciwnie. Wskutek tego, że układ staje się prostszy, posiada on mniejszy potencjał regulacyjny i amplitudy oscylacji wzrastają, co też wykazywano wielokrotnie w licznych publikacjach. Prostszą strukturą oznacza, że sygnał staje się bardziej regularny, bardziej przewidywalny. Celem bieżącej analizy jest określenie, czy struktura sygnału rzeczywiście staje się prostsza, co będzie widoczne jako niższa wartość wymiaru korelacyjnego sygnałów posturograficznych.

Metodyka

Grupa badana

Przebadano sygnały posturograficzne zebrane od 30 osób w wieku od 18 do 40 lat. Osoby były zdrowe, nie zgłaszały żadnych dolegliwości neurologicznych ani ortopedycznych, które mogłyby rzutować na otrzymane wyniki i wyraziły świadomą zgodę na udział w badaniu.

Aparatura i procedura

Do rejestracji sygnałów posturograficznych rejestrujących ścieżkę przemieszczającego się środka nacisku ciała na podłoże użyto platformy firmy Toennies. Na platformie zaznaczone zostały ślady stóp, na których stawały osoby badane. Cztery tensometry rozmieszczone w rogach platformy rejestrowały nacisk i wysyłały informację do komputera pomiarowego. Przed każdym pomiarem dokonywano kalibracji sprzętu.

Czas rejestracji sygnałów posturograficznych wynosił 60 sekund, a częstotliwość próbkowania sygnału wynosiła 200 Hz. Każda z osób badana była dwukrotnie: z oczami otwartymi (*Eyes Open*, Eo) i wzrokiem skierowanym na punkt fiksacji znajdujący się na wysokości wzroku w odległości 2 m oraz drugi raz z oczami zamkniętymi (*Eyes Closed*, Ec). Kolejność pomiarów była randomizowana.

Sygnały posturograficzne posiadają dwie składowe: przednio-tylną (*anteroposterior*, AP) i boczną, (*lateral*, LAT). Obie składowe były analizowane niezależnie.

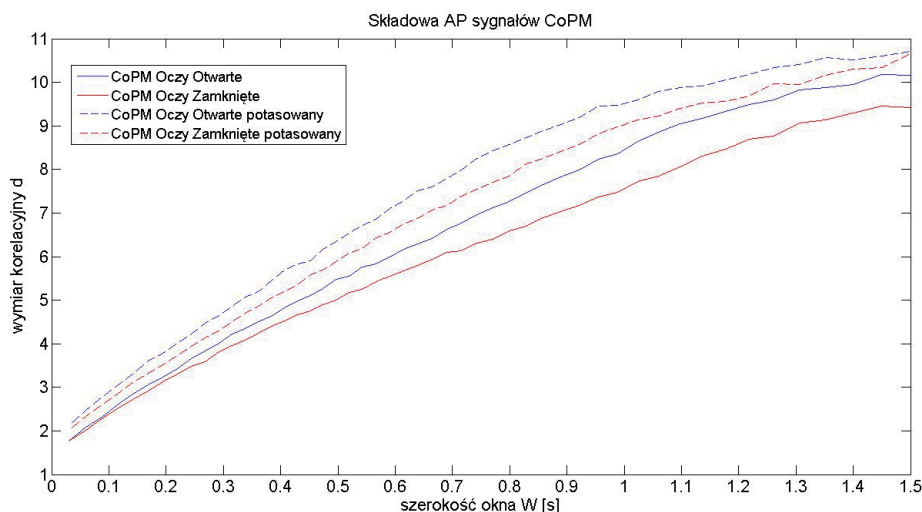
Surowe sygnały posturograficzne, tzn. bezpośrednio rejestrowane przez posturograf (CoP), obciążone są powolnym dryfem środka masy ciała (CoM), który ma dużą amplitudę, przez co pomiar złożoności regulacji balansu ciała jest zaburzony. Pomiar złożoności sygnałów CoP daje wartość wymiaru korelacyjnego, który w większym stopniu odzwierciedla złożoność dryfu środka masy niż oscylacji wynikających z pracy odruchów posturalnych. Przy dużych oscylacjach środka masy wpływ odruchów posturalnych na wynik jest bardzo mały, przy małych oscylacjach środka masy wpływ ten jest większy, co skutkuje dużymi różnicami interpersonalnymi. Dlatego dokonano rozkładu sygnału posturograficznego na składową CoM oraz różnicę między CoP i CoM (CoPM, oscylacje nacisku stóp wokół rzutu środka masy na płaszczyznę podstawy). Analizie poddano składową CoPM. Dekompozycji sygnałów dokonano przy użyciu metody opisanej przez Caron [7].

Pomiarów wymiaru korelacyjnego dokonano przy 50 wartościach szerokości okna W mieszczących się w zakresie od 5 do 300 próbek, co odpowiada czasom od 0.025 s do 1.5 s. Wartości te były wspólne dla wszystkich sygnałów w celu porównania otrzymanych wyników osobno dla każdej szerokości okna. Do relacji $d=fn(W)$ zastosowano procedurę dopasowania wielomianu 4. stopnia w celu określenia obszaru plateau, czyli przedziału W , dla którego wartość szacowanego wymiaru korelacyjnego d nie zmienia się lub rośnie najwolniej. Wartością końcową zastosowania tej procedury było określenie dla każdego sygnału wartości d_{opt} i W_{opt} reprezentujących punkt o najmniejszej pochyłości w tej relacji. W przypadku dopasowania wielomianu 4. stopnia do otrzymanych punktów pomiarowych $d=fn(W)$, punkt najmniejszej pochyłości reprezentowany jest przez minimum na wykresie pierwszej pochodnej, czyli wielomianu 3. stopnia, oraz jako wartość zerowa na wykresie drugiej pochodnej, czyli wielomianu 2. stopnia. Metoda umożliwia więc jednoznaczne określenie wartości d_{opt} i W_{opt} . Możliwe jest też, że funkcja $d=fn(W)$ nie ma obszaru o najmniejszej pochyłości, wtedy określenie d_{opt} i W_{opt} nie jest możliwe. Z taką sytuacją często spotykamy się w przypadku stochastycznych sygnałów potasowanych oraz niektórych typach sygnałów chaotycznych, szczególnie tych o wysokiej złożoności.

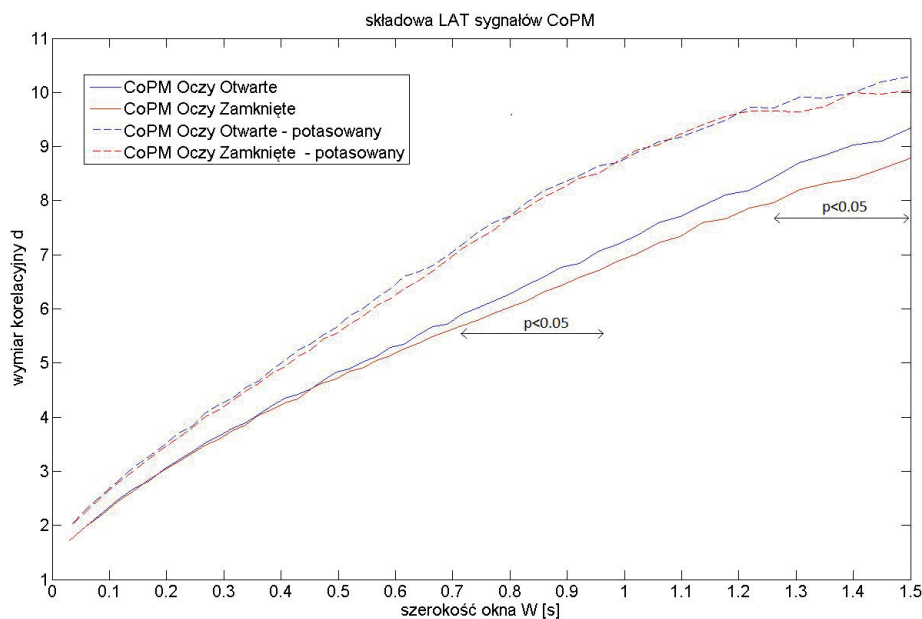
Tasowanie sygnałów

Dodatkowym aspektem związanym z analizą chaotyczną, oprócz określenia złożoności sygnału, jest określenie, czy w sygnałach ukryta jest

pewna regularność niewidoczna „gołym okiem”. Aby tego dokonać, konieczne jest dokonanie rozbicia tego uporządkowania i zmierzenie złożoności sygnałów z rozbłą strukturą. Rozbijanie struktury chaotycznej dokonywane jest przez tzw. tasowanie [12,13]. Polega ono na dokonaniu rozkładu Fouriera analizowanego sygnału do widma częstotliwościowego, losowego pozmianiania faz poszczególnych częstotliwości w widmie i złożenia z powrotem sygnału. Jeśli sygnał potasowany o takim samym widmie jak sygnał oryginalny ma wyższą złożoność, to znaczy, że istnieje w badanym sygnale ukryta regularność, która jest niewidoczna „gołym okiem”. Dla każdego z analizowanych sygnałów dokonano więc jego potasowania i porównano wyniki sygnałów oryginalnych z sygnałami potasowanymi. Do tasowania sygnałów użyto algorytmu opisanego przez Rappa i wsp. [14,15].



Ryc. 1. Średni wymiar korelacyjny składowej CoPM AP (różnica między sygnałem posturograficznym a wyekstrahowanym sygnałem dryfu środka masy odzwierciedlająca właściwe odruchy posturalne, kierunek przód–tył) rośnie w miarę wzrostu szerokości okna analizy. Brak jest jednoznacznego obszaru plateau, co może wskazywać na pewną niestacjonarność procesu regulacji. Obserwowane jest zmniejszanie się wymiaru sygnałów wskutek zamknięcia oczu oraz wzrost wymiaru po potasowaniu sygnałów. Powyższe różnice są istotne statystycznie dla wszystkich analizowanych szerokości okna w teście t-Studenta dla prób zależnych dla różnic między sygnałami: Oryg: Eo vs. Ec, Eo: Oryg vs. Tas oraz Ec: Oryg vs. Tas.



Ryc. 2. Wymiar korelacyjny składowej CoPM LAT (różnica między sygnałem posturograficznym a wyekstrahowanym sygnałem dryfu środka masy odzwierciedlająca właściwe odruchy posturalne, kierunek boczny) rośnie w miarę wzrostu szerokości okna analizy. Brak jest jednoznacznego obszaru plateau dla wykresów uśrednionych dla 30 osób badanych, co może wskazywać na pewną niestacjonarność procesu regulacji. Obserwowane jest niewielkie zmniejszanie się wymiaru sygnałów wskutek zamknięcia oczu oraz wzrost wymiaru po potasowaniu sygnałów. Różnice są istotne statystycznie dla różnic Eo: Oryg vs. Tas oraz Ec: Oryg vs. Tas dla wszystkich szerokości okna. Różnica między sygnałami Oryg: Eo vs. Ec jest na granicy istotności statystycznej. Strzałki oznaczają te szerokości okna, dla których istotność statystyczna $p < 0.05$ została osiągnięta.

Wyniki

Dokonano pomiarów wymiaru korelacyjnego sygnałów posturograficznych 30 osób, dla każdej osoby analizowano osiem sygnałów CoPM ($2 \times 2 \times 2$): Eo/Ec x AP/LAT x oryginalne/potasowane. Ryciny 1 i 2 przedstawiają średnie wyniki w tej grupie uzyskane dla poszczególnych szerokości okna użytych w obliczeniach. Rycina 1 przedstawia wyniki dla składowej przód–tył (AP), a rycina 2 – dla składowej bocznej (LAT). Na rycinach jest widoczne, że średni wymiar korelacyjny rejestrowany przy oczach zamkniętych jest nieco mniejszy niż przy oczach otwartych. Efekt ten jest wyraźniejszy dla składowej AP. Wyraźny jest również efekt zwiększenia wymiaru korelacyjnego po potasowaniu sygnałów, co potwierdza obecność ukrytej regularności w składowej CoPM badanych sygnałów.

Relacje $d = f_n(W)$ nie pozwalają jednoznacznie oszacować średniej wielkości wymiaru korelacyjnego sygnałów CoPM. Oszacowanie wymiaru może nastąpić, gdy widoczny jest obszar plateau lub przynajmniej

obszar o mniejszej pochyłości na takim wykresie, a takich obszarów nie uwidoczniło. Z pewną ostrożnością i przybliżeniem można oszacować złożoność tych sygnałów na około $d=5-7$.

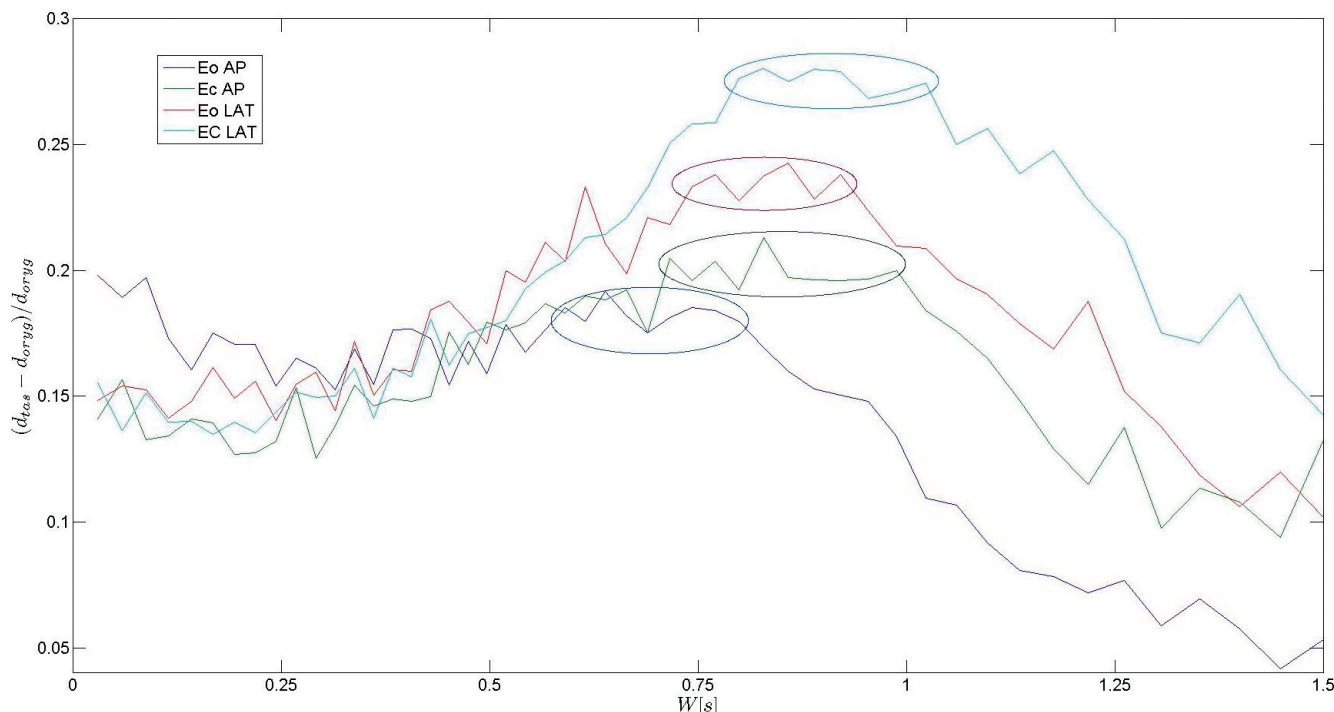
Zastosowanie procedury dopasowania wielomianu 4. stopnia do relacji $d(W)$ dla poszczególnych 30 osób pozwoliło znaleźć metodami analitycznymi minimalne obszary o mniejszej pochyłości w mniej więcej 70–90% przypadków (EoAP: 21 osób na 30 = 70%; EcAP: 22/30 = 73%; EoLAT: 27/30 = 90%; EcLAT: 23/30 = 77%). Po odrzuceniu badanych, dla których nie udało się dokonać takiego dopasowania, wyznaczono średnie wymiary korelacyjne w uzyskanych grupach. Szczegółowe wyniki przedstawia tabela 1.

| Sygnał | N | dopt | Wopt |
|--------|----|------|--------|
| AP Eo | 21 | 6.34 | 0.70 s |
| Ap Ec | 22 | 5.52 | 0.70 s |
| LAT Eo | 27 | 5.91 | 0.73 s |
| LAT Ec | 23 | 5.64 | 0.75 s |

Tab. 1. Wartość wymiaru korelacyjnego oszacowana metodą dopasowania wielomianu 4. stopnia do relacji $d(W)$. Wymiar sygnałów zmniejsza się wskutek zamknięcia oczu. Zmniejszenie w większym stopniu dotyczy składowej AP niż LAT. Wartości d_{opt} , W_{opt} oznaczają współrzędne punktu najmniejszej pochyłości na dopasowanym wielomianie 4. stopnia. Oszacowane wartości muszą być traktowane ostrożnie ze względu na bardzo słabą widoczność obszaru najmniejszej pochyłości u poszczególnych osób, a więc dość niską dokładność oszacowania.

Oszacowanie największej różnicy między sygnałami oryginalnymi a potasowanymi

W przypadku braku obszaru najmniejszej pochyłości na wykresie $d(W)$, innym, przybliżonym sposobem na orientacyjne określenie właściwej szerokości okna, przy której należy odczytać wartość d , jest określenie szerokości okna, przy której obserwuje się największą względną różnicę między sygnałem oryginalnym a potasowanym. Rycina 3 przedstawia taką zależność. Widać na niej, że największy przyrost złożoności obserwuje się przy szerokości okna $W=0.7-1$ s, co jest zasadniczo zbieżne z wynikami widocznymi w tabeli 1 i pozwala oszacować złożoność analizowanych sygnałów na około $d=5-7$.



Ryc. 3. Największy względny przyrost wymiaru korelacyjnego d po potasowaniu sygnałów obserwowany jest dla szerokości okna około $W=0.7-1$ s, co odpowiada wartości złożoności sygnałów rzędu $d=5-7$ (patrz ryc. 1 i 2). Wyniki są w przybliżeniu zbliżone z oszacowaniem złożoności sygnałów metodą dopasowania wielomianów 4. stopnia (patrz tab. 1).

Wnioski

Wyznaczona złożoność sygnałów posturograficznych wskazuje na bardzo wysoką złożoność układu regulacji balansu ciała, która nieco maleje wskutek zamknięcia oczu. Jednak nawet po zamknięciu oczu złożoność pozostaje bardzo wysoka, dzięki czemu jesteśmy w stanie utrzymywać równowagę w takich warunkach.

Sygnał o złożoności $d=6$ możemy sobie wyobrazić, gdy nałożymy na siebie sześć sinusoid o różnych, ale zbliżonych częstotliwościach. W takim sygnale trudno jest gołym okiem odnaleźć ukrytą regularność. Wskutek zamknięcia oczu złożoność maleje do około $d=5$ dla kierunku przód–tył, co odpowiada nałożeniu na siebie pięciu sinusoid. Odróżnienie złożoności takich sygnałów „gołym okiem” jest praktycznie niemożliwe. Metodami analitycznymi można jednak taką różnicę określić. Opisana metoda może być przydatna do badania roli informacji wzrokowej w utrzymaniu balansu ciała w różnych stanach patologicznych układu wzrokowego, proprioceptywnego oraz błędnika. Potrzebne są jednak dalsze badania w tym kierunku.

Piśmiennictwo

1. K.P. Michalak, P. Jaskowski. Predictability of posturographic signals: Influence of the window width and embedding dimension. *Biocybern Biomed Eng.* 2007; 27(4): 71–83
2. A. Przekoracka-Krawczyk, P. Nawrot, M. Czajnska, K.P. Michalak. Impaired body balance control in adults with strabismus. *Vision Research* 2014; 98: 35–45; doi:10.1016/j.visres.2014.03.008
3. I.D. Loram, C.N. Maganaris, M. Lakin. Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius. *The Journal of Physiology* 2005; 564 (Pt 1): 295–311; doi:10.1113/jphysiol.2004.076307
4. K.P. Michalak. Modifications of the Takens-Ellner algorithm for medium- and high-dimensional signals. *Phys Rev E.* 2011; 83(2): 026206
5. K.P. Michalak. How to estimate the correlation dimension of high-dimensional signals? *Chaos* 2014; 24(3): 033118. doi:10.1063/1.4891185
6. K.P. Michalak. Estimating correlation dimension of high-dimensional signals – quick algorithm. *Aip Adv.* 2018; 8(10); doi:10.1063/1.5013255
7. O. Caron, B. Faure, Y. Breniere. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *Journal of Biomechanics* 1997; 30(11–12): 1169–1171
8. K.P. Michalak. Distinguishing separate components in high-dimensional signals by using the modified embedding method and forecasting. *Ann Biomed Eng.* 2010; 38(1): 200–207; doi:10.1007/s10439-009-9820-0
9. A. Ben-Mizrachi, I. Proccacia, P. Grassberger. Characterization of experimental (noisy) strange attractors. *Phys. Rev. A.* 1984; 29: 975–977
10. K.P. Michalak, A. Przekoracka-Krawczyk, J. Zabel. Wpływ informacji wzrokowej na proces kontroli balansu ciała. *Optyka* 2018; 6(55): 38–42
11. O. Sasaki, S. Usami, P.M. Gagey, J.M. Martinerie, M.L. Van Quyen, P. Arranz. Role of visual input in nonlinear postural control system. *Exp Brain Res.* 2002; 147: 1–7
12. D. Pritchard, J. Theiler. Generating Surrogate Data for Time Series with Several Simultaneously Measured Variables. *Phys Rev Lett.* 1994
13. J. Theiler, S. Eubank, A. Longtin, B. Galdrikian, J.D. Farmer. Testing for nonlinearity in time series: the method of surrogate data. *Physica D* 1992; 58: 77–94
14. P.E. Rapp, A.M. Albano, T.I. Schmah, L.A. Farwell. Filtered noise can mimic low-dimensional chaotic attractors. *Phys. Rev. E.* 1993; 47(4): 2289–2297
15. P.E. Rapp, A.M. Albano, I.D. Zimmerman, M.A. Jimenez-Montano. Phase-randomized surrogates can produce spurious identifications of non-random structure. *Phys. Lett. A.* 1994; 192: 27–33

Dział „Optyka – nauka”: zapraszamy do współpracy!

Redakcja „Optyki”, realizując postulaty środowisk akademickich oraz organizacji reprezentujących środowiska optyków i optometrystów (KRIO, PTOO, ŚKA00i0), prowadzi dział „Optyka – nauka”. Przedsięwzięcie to ma na celu umożliwienie publikacji oryginalnych wyników badań naukowych przede wszystkim studentom, doktorantom oraz młodym pracownikom nauki. „Optyka” znalazła się na liście punktowanych czasopism naukowych Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego. **Za publikacje w naszym czasopiśmie przyznawane są 2 punkty naukowe!** Nad merytorycznym poziomem nadsyłanych do druku prac czuwa Rada Naukowa dodatku „Optyka – nauka” w składzie:

- Prof. dr hab. **RYSZARD NASKRĘCKI** (Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu)
- Dr hab. inż. **D. ROBERT ISKANDER** (Politechnika Wrocławska)
- Prof. dr hab. **HENRYK KASPRZAK** (Politechnika Wrocławska)
- Prof. dr hab. **ANDRZEJ KOWALCZYK** (Uniwersytet Mikołaja Kopernika w Toruniu)
- Dr hab. **MAREK KOWALCZYK-HERNÁNDEZ** (Uniwersytet Warszawski)
- Prof. dr hab. **BOGDAN MIŚKOWIAK** (Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu)
- Dr n. med. **ANNA MARIA AMBROZIAK** (Centrum Okulistyczne Świat Oka, Uniwersytet Warszawski)

Rada korzystać będzie także z pomocy zewnętrznych recenzentów.

Wszelkie informacje na temat wymogów przygotowywania manuskryptów znajdują się na naszej stronie internetowej: www.gazeta-optyka.pl.