

Wpływ informacji wzrokowej na proces kontroli balansu ciała

Dr n. med. inż. KRZYSZTOF PIOTR MICHALAK, dr ANNA PRZEKORACKA-KRAWCZYK, mgr inż. JACEK ZABEL
Pracownia Fizyki Widzenia i Optometrii, Wydział Fizyki Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu

Streszczenie

Przy pomocy posturografii zbadano wpływ informacji wzrokowej na stabilność postawy ciała u osób w różnych grupach wiekowych oraz u starszych osób z idiopatycznymi zaburzeniami chodu. Z sygnału posturograficznego reprezentującego środek nacisku ciała na podłoże (CoP) wyodrębniono składową ruchu środka masy (CoM) oraz różnicę między środkiem nacisku a środkiem masy (CoPM). Porównano dwa parametry oceniające wielkość oscylacji poszczególnych trzech sygnałów: długość ścieżki L oraz odchylenie standardowe S sygnału. Zamknięcie oczu powodowało istotny statystycznie wzrost oscylacji we wszystkich grupach wiekowych. Oba parametry L i S podobnie różnicowały grupy wiekowe oraz wpływ zamknięcia oczu, z tą różnicą, że dla parametru L istotność statystyczna była dla zdecydowanej większości porównań wyższa. W miarę wzrostu wieku następuje stopniowe pogarszanie się zdolności utrzymywania balansu ciała osiągając maksimum u osób z idiopatycznymi zaburzeniami chodu. Oscylacje na kierunku lewo–prawy wzrastają istotnie silniej po zamknięciu oczu oraz w miarę przyrostu wieku osób badanych niż oscylacje na kierunku przód–tył.

Wstęp

Sygnał posturograficzny człowieka obrazuje przemieszczanie się środka nacisku na podłoże w czasie spokojnego stania i odzwierciedla wszystkie odruchy posturalne regulujące utrzymanie postawy pionowej. Można wyróżnić w nim dwie główne składowe: (a) powolny dryf środka ciężkości w obszarze czworokąta stóp charakteryzujący się niskimi częstotliwościami w spektrum Fouriera ($f < 0.6$ Hz) oraz (b) niewielkie oscylacje o wyższych częstotliwościach odzwierciedlające odruchy posturalne.

Ważną rolę w procesie balansu ciała odgrywa wzrok, stanowiący jedno z czterech głównych źródeł informacji wejściowej [1–6]. Pozostałe trzy to informacja z błędnika [7–9], proprioceptorów [9–11] i receptorów dotyku. Istotna jest także świadoma uwaga skierowywana na proces balansu ciała [12]. Wszystkie te źródła informacji przetwarzane są w układzie pozapiramidowym mózgu, mózdzku i rdzeniu kręgowym. Informacja wyjściowa generowana jest przez motoneurony alfa w rogach przednich rdzenia kręgowego, które wysyłają impulsy do mięśni. Częstotliwość impulsów korekcyjnych do mięśni determinowana jest w pierwszej kolejności przez pracę wrzecion mięśniowych mięśni, które w odpowiedzi na ich rozciąganie wysyłają informację o konieczności zwiększenia napięcia danego mięśnia w celu dokonania korekty postawy. Jest to elementarny odruch rdzeniowy. Odruchy te modulowane są przez informację z błędnika, oczu i innych proprioceptorów, które nadzorują proces utrzymywania pozycji pionowej.

Abstract

The influence of the visual input on the postural control quality was examined using posturography for subjects in different age suffering from idiopathic gait disturbances. The center of mass (CoM) and the remaining difference (CoPM) was extracted from the original posturographic signals representing center of pressure of the body on the ground (CoP). Two parameters describing the oscillations in analyzed signals were compared: the total path length L and the standard deviation of signal samples S . Both parameters distinguished in similar way the examined age groups and eyes state (open/closed). Parameter L has, however, reached higher statistical significance than S . The gradual deterioration of balance quality has been observed with increasing age and occurring of gait disturbances. The increase in oscillations in the left–right direction was higher than in the front–rear direction both in age groups and when closing eyes.

Badania wskazują, że wzrok odgrywa ważną rolę w utrzymaniu równowagi i balansu ciała w pozycji stojącej. Rola wzroku dotyczy zarówno widzenia centralnego, jak i peryferyjnego, przy czym nie jest jasne, który z tych elementów jest bardziej dominujący. Rola informacji z poszczególnych źródeł, w tym informacji wzrokowej, rośnie z wiekiem, gdyż w miarę starzenia się układu nerwowego maleje precyzja regulacji i pojawiają się coraz większe oscylacje ciała w czasie utrzymywania równowagi [13,14]. Dodatkowo mogą pojawiać się zaburzenia koordynacji ruchowej w postaci drżenia, sztywności kończyn o charakterze „rury łożyskowej” lub „koła zębatego”, ruchy pływawicze i szereg innych. Sztywność o charakterze rury łożyskowej i koła zębatego są cechami zespołu parkinsonowskiego. Często jednak zaburzenia równowagi mają charakter niespecyficzny i trudno jest określić, jaka jest pierwotna przyczyna zaburzeń. W miarę starzenia się organizmu słabnie precyzja informacji wejściowych oraz przetwarzania tej informacji przez układ nerwowy, co skutkuje coraz mniejszą „rezerwą regulacyjną”. Osoby młode z łatwością utrzymują równowagę po zamknięciu oczu, po odchyleniu głowy do tyłu w celu osłabienia informacji błędnikowej, jak i w czasie stania na gąbce w celu osłabienia informacji proprioceptywnej. Osoby starsze często nie są w stanie kontrolować równowagi, gdy któreś ze źródeł wejściowych ulega zaburzeniu i potrzebują łącznej informacji ze wszystkich źródeł wraz z uwagą świadomą, by móc utrzymać równowagę.

Jednym z badań, które umożliwiają badanie funkcjonowania układu równowagi, jest posturografia. Polega ona na rejestrowaniu środka nacisku ciała na platformę pomiarową posturografu w wymiarze przód–tył (AP, *antero-posterior*) oraz lewo–prawy (LAT, *lateral*).

Sygnał posturograficzny odzwierciedla sumę wszystkich reakcji regulacyjnych utrzymujących ciało w pozycji pionowej. Można się jednak spodziewać, że zaburzenia na określonych poziomach regulacji będą cechować się odmiennymi cechami w zapisie posturograficznym. Reakcja skurczowa włókna mięśniowego w odpowiedzi na pojedynczy potencjał czynnościowy ma w przybliżeniu kształt funkcji odwróconego cosinusa, rozpoczyna się po około 20–30 ms od dojścia potencjału czynnościowego do włókna mięśniowego, posiada swoje maksimum po około 100 ms i kończy się po około 250 ms. Tego typu charakterystyka wskazuje na częstotliwość około 5–6 Hz jako górne ograniczenie dla podstawowej częstotliwości korekcyjnych reakcji posturalnych. Prędkość przewodzenia potencjału czynnościowego w neuronach proprioceptywnych i motoneuronach wynosi około 50–60 m/s, co przy założeniu, że do pokonania jest łączna droga 0,5–2 m, przekłada się na czas 10–40 ms. Na podstawie powyższych informacji można przyjąć, że całkowity czas posturalnych reakcji korekcyjnych będzie zawierał się w przedziale 160–1000 ms, co przekłada się na zakres częstotliwości 1–6 Hz.

Rozkład Fouriera sygnałów posturograficznych cechuje się malejącą amplitudą dla rosnących częstotliwości. Stwarza to poważne trudności w analizie sygnału, gdyż właściwe odruchy posturalne reprezentowane są w tym sygnale przez bardzo małe oscylacje, a powolny dryf środka masy, np. przemieszczenie środka masy z przedniej części stopy na pięty – przez powolne oscylacje o bardzo dużej amplitudzie. Powyższa obserwacja wskazuje na konieczność dokonania rozdzielenia sygnału posturograficznego na bardziej elementarne składowe, których parametry lepiej oddawałyby informację o precyzji utrzymywania balansu ciała. Jednym z podstawowych celów dekompozycji jest wydzielenie w sygnale posturograficznym (CoP, *Center of Pressure*) składowej ruchu środka masy ciała (CoM, *Center of Mass*), a następnie wyliczenie sygnału będącego różnicą między CoP i CoM (CoPM), który nie będzie zawierał składowej dryfu środka masy. Dokonanie takiej dekompozycji nie jest jednak trywialne.

Caron i in. [15] opracował równanie filtru cyfrowego, który wyznacza sygnał CoM z danego sygnału CoP.

Równanie 1:

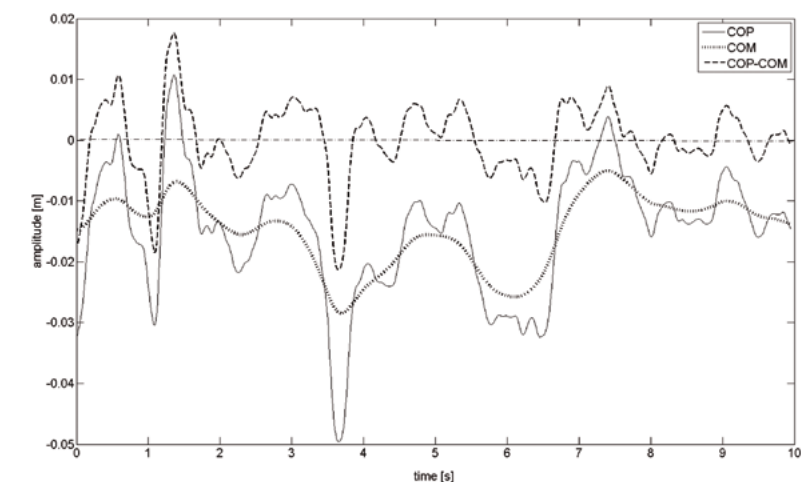
$$\frac{CoP(j\omega)}{CoM(j\omega)} = \frac{\omega_0^2}{\omega^2 + \omega_0^2} = \frac{g/h_e}{\omega^2 + g/h_e}$$

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{mgh_e}{I}}, h_e = h \cdot \xi, \quad \xi = 1.15$$

W równaniu tym ω_0 to częstotliwość naturalna wahadła, która zależy od masy ciała m , wysokości środka masy nad ziemią h_e i momentu bezwładności ciała I . ξ jest wartością reprezentującą indywidualny kształt ciała i jest równy w przybliżeniu 1,15. Równanie to zostało wyprowadzone dla modelu jednowahadłowego odwróconego wahadła, w którym ciało modelowane jest jako sztywny pręt poruszający się jedynie w stawach skokowych. Dla takiego modelu przyspieszenie CoM jest dokładnie proporcjonalne do różnicy między CoP i CoM i to założenie jest podstawą matematyczną dla wyprowadzenia powyższego równania. Chociaż równanie to posiada pewne ograniczenia, jest ono obecnie najprostszym i w miarę dokładnym sposobem dokonania podstawowej dekom-

pozycji sygnału na składowe CoM i CoPM. Przykład takiej dekompozycji przedstawiony jest na rycinie 1.

Wpływ informacji wzrokowej na parametry balansu ciała objawia się wzrostem amplitudy oscylacji rejestrowanych przez posturograf. Jednak wielkość oscylacji można badać różnymi metodami. Jedną z metod jest mierzenie długości ścieżki przy użyciu wzoru $L = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(x)))$. Inną metodą jest zmierzenie odchylenia standardowego wszystkich próbek analizowanego sygnału $S = \text{std}(x)$. Celem analizy jest określenie, który ze sposobów mierzenia oscylacji (L czy S) lepiej różnicuje grupy wiekowe i wpływ informacji wzrokowej na balans ciała, a także określenie wpływu informacji wzrokowej na balans w różnych grupach wiekowych.



Ryc. 1. Przykład dokompozycji sygnału posturograficznego (CoP) na składowe CoM (środek masy) oraz CoPM (różnica między CoP i CoM). Składowa CoPM ma usunięty trend – ruch środka masy, przez co dokładniej odzwierciedla odruchy posturalne.

Metoda

Osoby badane

Sygnały posturograficzne poddane analizie zebrane zostały w Klinice Neurologicznej Uniwersytetu Medycznego w Lubecie. W celu zbadania roli wejścia wzrokowego na proces starzenia się systemu regulującego balans ciała, analizie poddano cztery grupy pacjentów: trzy grupy osób zdrowych w różnych przedziałach wiekowych (H1–H3, *healthy*) oraz grupę osób starszych z idiopatycznymi zaburzeniami chodu (GD, *gait disturbances*). Do grupy GD należało 54 osób, w wieku $81,9 \pm 6,5$. W grupie osób starszych bez zaburzeń chodu (H1) przebadano 98 zdrowych osób w wieku $76,5 \pm 4,1$. Do grupy zdrowych H2 należały 193 osoby w wieku $61,6 \pm 5,2$, natomiast do grupy zdrowych młodych H3 przypisano 39 osób w średnim wieku $30,1 \pm 5,6$.

Do grupy GD zostały włączone osoby, które cechowały się niespecyficznymi zaburzeniami chodu powodującymi potykanie się lub nawet przewracanie się w okresie ostatnich sześciu miesięcy przed badaniem, a także były neurologicznie zdiagnozowane jako posiadające niesklasyfikowane zaburzenia chodu. Z badania zostali wykluczeni pacjenci, u których zaburzenia chodu mogły być spowodowane przez hemi-, para-, tetraspastykę lub –parezę, jakiegokolwiek uszkodzenie mięśni, rdzenia kręgowego, mózdzku, układu przedsionkowego, pnia mózgu, a także posiadający zespół degeneracyjny układu nerwowego lub neuropatię, zażywający leki, które mogłyby interferować z chodem, zaburzenia ortopedyczne lub dermatologiczne. Do grup H1–H3 zostały włączone osoby, które nie wykazywały odstępstw w podstawowym badaniu neurologicznym i potrafiły wykonać sześć podwójnych kroków bez istotnych odchylenia.

Procedura rejestracji sygnałów

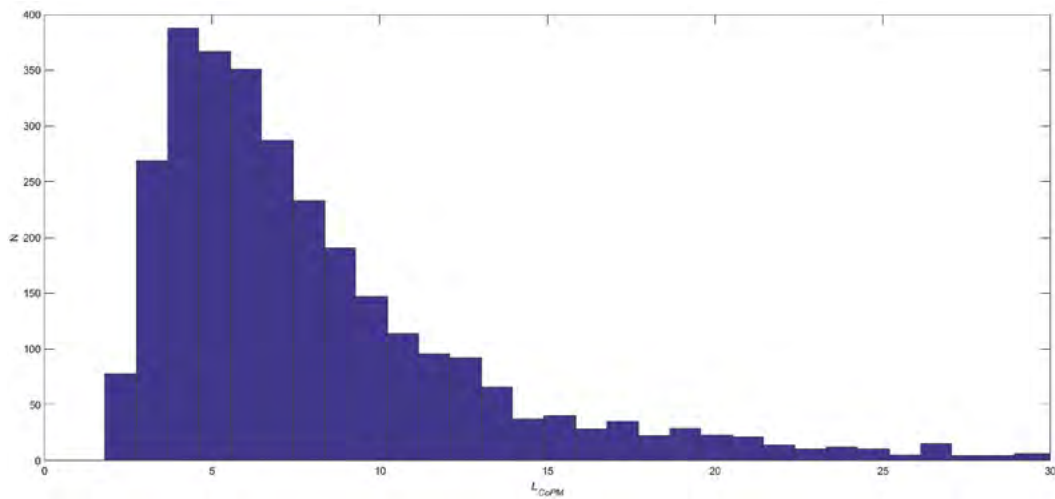
Osoby badane stały wyprostowane na platformie posturograficznej ze stopami rozsuniętymi na 8 cm. Badania zostały wykonane dwukrotnie dla oczu otwartych (EO, eyes open) i zamkniętych (EC, eyes closed). W badaniu z oczami otwartymi osoby badane patrzyły na punkt fiksacyjny na wysokości wzroku w odległości 2 metrów. Pomiaru dokonywano w czasie 20,48 s z częstotliwością próbkowania 50 Hz.

Analiza sygnałów

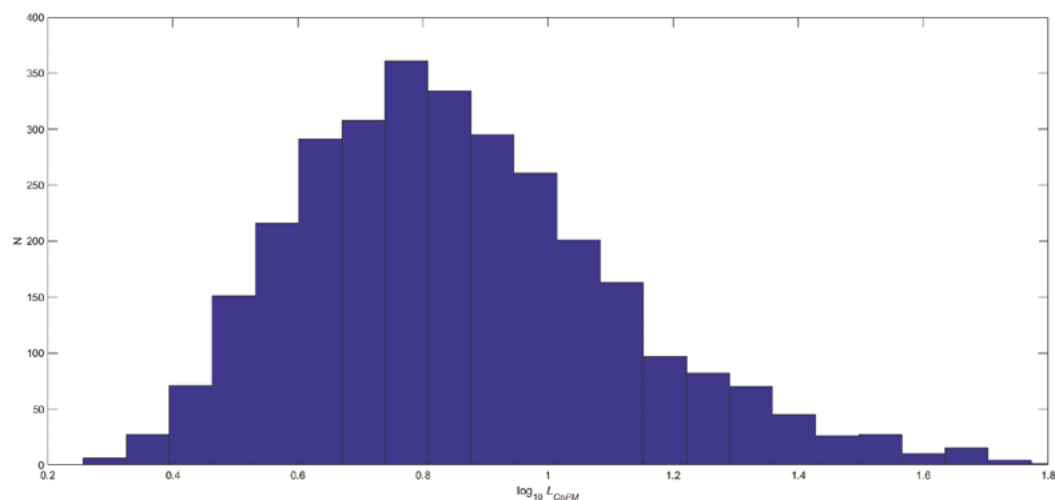
Zarejestrowane składowe AP i LAT sygnałów poddane zostały w pierwszej kolejności filtrowaniu z użyciem filtra dolnoprzepustowego Butterwortha 4 rzędu o częstotliwości 10 Hz celem usunięcia szumu wysokoczęstotliwościowego. Następnie sygnały zostały rozłożone na składową CoM i CoPM przy pomocy równania 1. Później dla sygnałów CoP, CoM i CoPM wyznaczono długość ścieżki przy użyciu równania $L = \sum(\text{abs}(\text{diff}(x)))$ oraz rozrzut wartości sygnałów mierzony wartością odchylenia standardowego próbek sygnału $S = \text{std}(x)$. Oba parametry na nieco odmienny sposób opisują wielkość oscylacji sygnałów CoP, CoM i CoPM.

Wyniki

Rozkład parametrów L i S



Ryc. 2. Rozkład wartości długości ścieżki (L) dla sygnału CoPM wśród wszystkich osób badanych. Rozkład ma charakter log-normalny i nie spełnia kryterium normalności w teście Shapiro-Wilka.



Ryc. 3. Rozkład wartości logarytmu długości ścieżki ($\log_{10} L$) dla sygnału CoPM wśród wszystkich osób badanych. Rozkład jest w przybliżeniu normalny. Test Shapiro-Wilka w poszczególnych grupach badanych: grupa wiekowa (GD–H3) / oczy (EO–EC) / rodzaj sygnału (CoP–PM–M) / kierunek (AP–LAT) wskazuje na normalność rozkładów wartości $\log L$ i $\log S$.

W pierwszej kolejności dokonano analizy rozkładu otrzymanych wyników w poszczególnych grupach badanych. We wszystkich przypadkach test Shapiro-Wilka nie pozwalał przyjąć tezy o normalności rozkładu otrzymanych wyników w poszczególnych grupach. Rozkład łączny wszystkich pomiarów zmiennej L przedstawiony jest na rycinie 1. Na wykresie widać, że w pojedynczych przypadkach otrzymuje się wartości znacznie przekraczające średnie wartości w grupach. Bardzo zbliżony rozkład otrzymano dla zmiennej S. Ponieważ rozkłady te mają charakterystykę rozkładu log-normalnego, powtórzono analizę dla wartości zlogarytmowanych $\log L$ i $\log S$. Rozkład wartości $\log L$ przedstawia rycina 2. Widać na niej, że rozkład wartości zlogarytmowanych jest bardzo zbliżony do rozkładu normalnego. Szczegółowa analiza testem Shapiro-Wilka w poszczególnych grupach badanych potwierdziła tę tezę. W żadnej z podgrup (wiek/oczy) nie udało się odrzucić hipotezy H_0 , że rozkłady wartości $\log L$ i $\log S$ mają charakter gaussowski. Dlatego też w dalszej analizie przedstawione są wyłącznie wyniki dla wartości zlogarytmowanych. Porównania międzygrupowe wykonano testem t-Studenta.

Wpływ zamknięcia oczu na wyniki zmiennych $\log L$ i $\log S$

Wyniki zmiennej $\log L$ dla sygnału CoPM i CoM w poszczególnych grupach wiekowych dla oczu otwartych i zamkniętych, dla kierunków AP i LAT, przedstawiają ryciny 4 i 5. Wyniki dla zmiennej S dla sygnału CoPM i CoM przedstawiają ryciny 6 i 7. Wyników dla zmiennej CoP nie przedstawiono ze względu na fakt, że są one bardzo zbliżone do wyników dla CoPM, cechując się jedynie nieznacznie mniejszą dokładnością oszacowania średnich, przez co różnice międzygrupowe są nieco mniej istotne statystycznie.

W celu określenia wpływu zamknięcia oczu na balans ciała wyznaczono istotność statystyczną różnic międzygrupowych dla wartości $\log L$ i $\log S$ między oczami otwartymi i zamkniętymi w poszczególnych grupach wiekowych oraz łącznie dla wszystkich osób badanych, osobno dla sygnałów AP i LAT. Otrzymane wyniki przedstawia tabela 1.

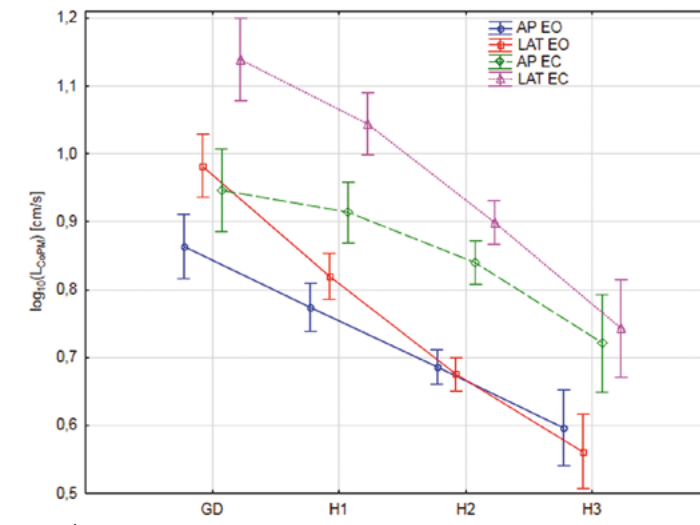
W celu określenia wpływu zamknięcia oczu na balans ciała wyznaczono istotność statystyczną różnic międzygrupowych dla wartości $\log L$ i $\log S$ między oczami otwartymi i zamkniętymi w poszczególnych grupach wiekowych oraz łącznie dla wszystkich osób badanych, osobno dla sygnałów AP i LAT. Otrzymane wyniki przedstawia tabela 1.

Wnioski

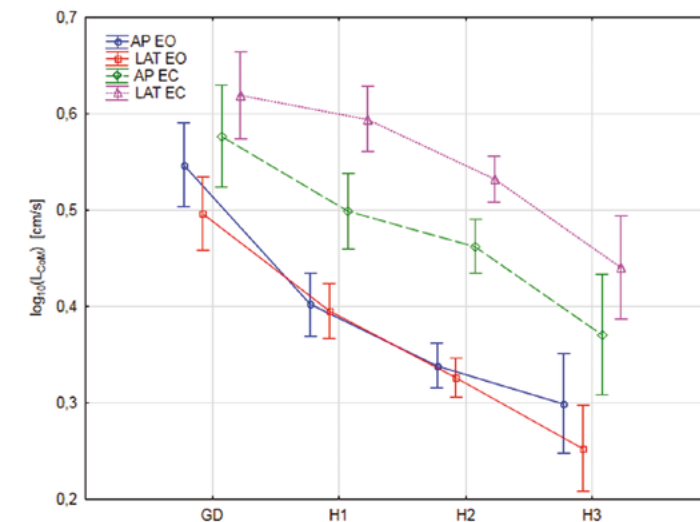
Przeprowadzone analizy numeryczne pozwalają wyciągnąć następujące wnioski:

A. Rozkład wartości parametrów L i S pomiędzy poszczególnymi osobami badanymi jest rozkładem w przybliżeniu log-normalnym. Oznacza to, że znacznie bardziej do porównywania wyników nadaje się logarytm z długości ścieżki lub odchylenia standardowego sygnału, który ma rozkład w przybliżeniu normalny. Zastosowanie $\log L / \log S$ jest zdecydowanie odporniejsze na pojedyncze wyniki, które znacznie wykraczają poza wartości w danej grupie i przez to mogą zaburzać wartość średnią.

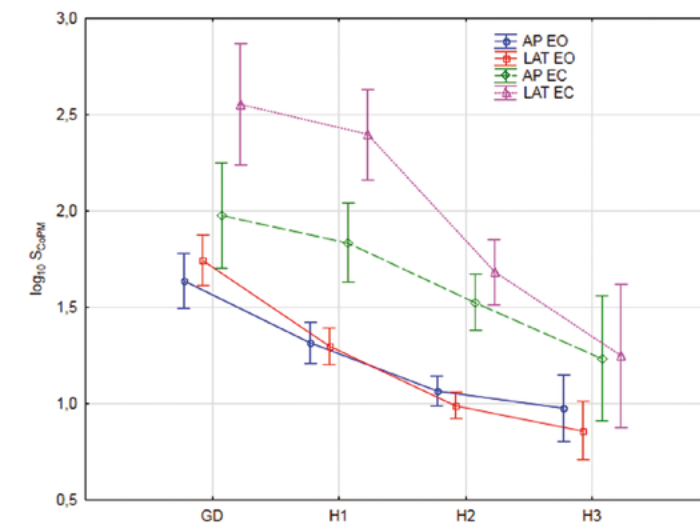
B. Zamknięcie oczu powoduje istotne pogorszenie balansu ciała we wszystkich grupach



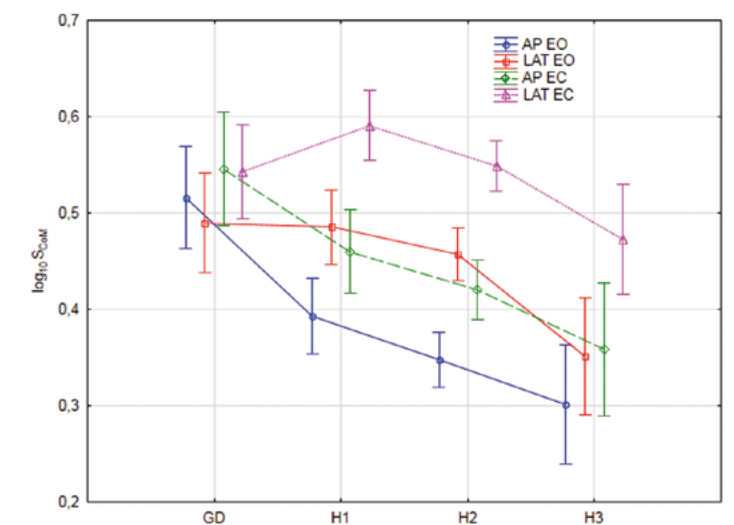
Ryc. 4. Średnie wartości logarytmu z długości ścieżki L sygnałów CoPM (różnica między sygnałem posturograficznym CoP a estymowanym środkiem masy CoM) w poszczególnych grupach wiekowych dla składowych sygnału posturograficznego przód–tył (AP) i bocznej (LAT). Porównanie dla oczu otwartych (EO) i zamkniętych (EC). Po zamknięciu oczu obserwuje się istotnie większy przyrost dla składowej LAT. Słupki oznaczają błąd standardowy średniej.



Ryc. 5. Średnie wartości logarytmu z długości ścieżki L sygnałów CoM (estymowany środek masy) w poszczególnych grupach wiekowych dla składowych sygnału posturograficznego przód–tył (AP) i bocznej (LAT). Porównanie dla oczu otwartych (EO) i zamkniętych (EC). Po zamknięciu oczu obserwuje się istotnie większy przyrost dla składowej LAT. Słupki oznaczają błąd standardowy średniej.



Ryc. 6. Średnie wartości logarytmu odchylenia standardowego S sygnałów CoPM (różnica między sygnałem posturograficznym CoP a estymowanym środkiem masy CoM) w poszczególnych grupach wiekowych dla składowych sygnału posturograficznego przód–tył (AP) i bocznej (LAT). Porównanie dla oczu otwartych (EO) i zamkniętych (EC). Po zamknięciu oczu obserwuje się istotnie większy przyrost dla składowej LAT, szczególnie u osób starszych. Słupki oznaczają błąd standardowy średniej.



Ryc. 7. Średnie wartości logarytmu odchylenia standardowego S L sygnałów CoM (estymowany środek masy) w poszczególnych grupach wiekowych dla składowych sygnału posturograficznego przód–tył (AP) i bocznej (LAT). Porównanie dla oczu otwartych (EO) i zamkniętych (EC). Przyrostu nie obserwuje się w grupie osób z idiopatycznymi zaburzeniami chodu. Słupki oznaczają błąd standardowy średniej.

Istotności statystyczne p parametrów L i S różnicy między oczami otwartymi a zamkniętymi					
	GD	H1	H2	H3	Łącznie
Kierunek AP					
$\log_{10} L_{CoM}$		0,01	10^{-6}		10^{-8}
$\log_{10} S_{CoPM}$	0,05	10^{-6}	10^{-31}	10^{-2}	10^{-33}
$\log_{10} S_{CoP}$		10^{-4}	10^{-34}	0,05	10^{-37}
$\log_{10} L_{CoM}$		10^{-6}	10^{-27}	0,01	10^{-28}
$\log_{10} L_{CoPM}$	10^{-3}	10^{-11}	10^{-37}	10^{-4}	10^{-51}
$\log_{10} L_{CoP}$	0,01	10^{-30}	10^{-37}	10^{-4}	10^{-47}
Kierunek LAT					
$\log_{10} S_{CoM}$		10^{-5}	10^{-8}	10^{-3}	10^{-16}
$\log_{10} S_{CoPM}$	10^{-5}	10^{-22}	10^{-47}	10^{-7}	10^{-76}
$\log_{10} S_{CoP}$	0,01	10^{-30}	10^{-18}	10^{-4}	10^{-33}
$\log_{10} L_{CoM}$	10^{-4}	10^{-22}	10^{-47}	10^{-9}	10^{-78}
$\log_{10} L_{CoPM}$	10^{-6}	10^{-23}	10^{-59}	10^{-11}	10^{-92}
$\log_{10} L_{CoP}$	10^{-6}	10^{-24}	10^{-62}	10^{-11}	10^{-96}

Tab. 1. Zestawienie istotności statystycznych w porównaniach poszczególnych grup osób pomiędzy rejestracją z oczami otwartymi i zamkniętymi wykonane testem t-Studenta dla zmiennych zależnych. Obserwuje się większe istotności statystyczne dla parametru L niż S, większe istotności dla sygnałów CoPM i CoP niż dla CoM oraz większe istotności statystyczne dla kierunku LAT niż AP.

wiekowych. Istotność statystyczna (porównanie EO vs. EC) jest wysoko znamienne, zarówno jeśli porównujemy pomiary wszystkich pacjentów, jak i jeśli porównujemy te pomiary w poszczególnych grupach wiekowych. Tabela 1 zawiera wyznaczone istotności statystyczne porównań. Nieco mylące może być porównywanie istotności statystycznych między poszczególnymi grupami pacjentów, gdyż na wielkość istotności statystycznej w znaczący sposób wpływa liczność grupy badanej, która jest dość różna w poszczególnych grupach. W zdecydowanej większości przypadków istotność statystyczna jest mniejsza niż $p < 0,001$. Szczegółowe wartości p pozwalają porównać jakość dyskryminacyjną wyznaczanych parametrów dla poszczególnych sygnałów CoP, CoM i CoPM oraz ich składowych AP i LAT.

C. Obie metody mierzenia oscylacji w sygnale pierwotnym CoP oraz w sygnałach otrzymanych w wyniku dekompozycji: CoM i CoPM dobrze różnicują grupy badane oraz wpływ zamknięcia oczu, dają też zbliżone wyniki. Wartość L daje wyższe istotności statystyczne w zdecydowanej większości

porównań międzygrupowych niż wartość S, więc jest bardziej rekomendowana w dalszych badaniach.

- D. Wyekstrahowanie składowej CoPM reprezentującej głównie właściwe odruchy posturalne poprawia w zdecydowanej większości porównań międzygrupowych istotności statystyczne w porównaniu do sygnału oryginalnego CoP. Poprawy takiej nie obserwuje się dla sygnału CoM. Obserwacja ta jest zgodna z oczekiwaniami wynikającymi z faktu, że sygnał ten nie jest obciążony powolnym dryfem środka masy i odzwierciedla głównie funkcjonowanie korekcyjnych odruchów posturalnych.
- E. Oscylacje środka masy (CoM), jakkolwiek również wzrastają po zamknięciu oczu, to jednak nieco stabiliej różnicują poszczególne grupy badane (wiek/oczy) niż oscylacje CoP i CoPM.
- F. Wraz ze wzrostem wieku osób badanych pogarsza się sprawność kontroli posturalnej, co objawia się stopniowym przyrostem wartości L i S z wiekiem pacjentów. Zamknięcie oczu powoduje średnio zbliżony przyrost wielkości oscylacji ścieżek CoP, CoPM, CoM niezależnie od grupy wiekowej pacjentów (wyjątek: CoM w grupie GD).
- G. Zdolność kontroli posturalnej osób młodych (grupa H3) przy oczach zamkniętych jest średnio zbliżona do zdolności kontroli posturalnej osób starszych przy oczach otwartych. Osoby starsze z idiopatycznymi zaburzeniami chodu mają natomiast nieco gorszą kontrolę posturalną przy oczach otwartych niż osoby młode przy oczach zamkniętych. Zamknięcie oczu powoduje u nich przesunięcie zakresu kontroli w pobliże granicy wydolności układu regulacji. Wniosek taki może być ostrożnie wyciągnięty z faktu, że do badania włączono jedynie osoby, u których udało się przeprowadzić oba pomiary. Odrzucono natomiast dość liczną grupę osób, u których nie udało się przeprowadzić obu pomiarów posturograficznych, gdyż osoby nie potrafiły ustać na posturografie z oczami zamkniętymi.
- H. Jakkolwiek obserwuje się wysokie istotności statystyczne w porównaniach międzygrupowych, to jednak rozrzut parametrów w grupach wiekowych jest dość duży, co ogranicza wykorzystanie tych parametrów jako wartości diagnostycznych. Konieczne jest prowadzenie dalszych badań nad innymi parametrami, które będą jeszcze lepiej różnicować badane grupy.

Piśmiennictwo

1. J.J. Collins et al. The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2. *Experimental Brain Research* 1995; 107: p. 145–150
2. M. Duarte, V.M. Zatsiorsky. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res* 2002; 146(1): p. 60–69
3. P. Nawrot, K.P. Michalak, A. Przekoracka-Krawczyk. Does home-based vision therapy affect symptoms in young adults with convergence insufficiency? *Optica Applicata* 2013; 43(3): p. 551–566
4. O. Sasaki et al. Role of visual input in nonlinear postural control system. *Experimental Brain Research* 2002; 147: p. 1–7
5. M. Schmid et al. Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience* 2008; 153(4): p. 1079–1091
6. A. Przekoracka-Krawczyk et al. Impaired body balance control in adults with strabismus. *Vision Res* 2014; 98: p. 35–45
7. P.M. Gagey. Non-vestibular dizziness and static posturography. *Acta oto-rhino-laryngologica belgica* 1991; 45: p. 335–339
8. C.G. Horlings et al. Vestibular and proprioceptive contributions to human balance corrections: aiding these with prosthetic feedback. *Ann N Y Acad Sci* 2009; 1164: p. 1–12
9. C.G. Horlings et al. Vestibular and proprioceptive influences on trunk movements during quiet standing. *Neuroscience* 2009; 161(3): p. 904–914
10. C.G. Horlings et al. Identifying deficits in balance control following vestibular or proprioceptive loss using posturographic analysis of stance tasks. *Clin Neurophysiol* 2008; 119(10): p. 2338–2346
11. M. Lakin, I.D. Loram. Manually controlled human balancing using visual, vestibular and proprioceptive senses involves a common, low frequency neural process. *J Physiol* 2006; 577(Pt 1): p. 403–416
12. M. Woollacott, A. Shumway-Cook. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture* 2002; 16(1): p. 1–14
13. K.P. Michalak et al. The filtering of the posturographic signals shows the age related features. *The Scientific World Journal* 2014; article id 403893
14. K.P. Michalak et al. The aging process in principal component analysis of posturographic signals. *Applications of Informations Systems in Engineering and Bioscience* 2014; 05: p. 183–192
15. 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): p. 1169–1171

Autor korespondencyjny:
Krzysztof Piotr Michalak
Pracownia Fizyki Widzenia i Optometrii, Wydział Fizyki
Uniwersytet Adama Mickiewicza w Poznaniu
Umultowska 85, 61-614 Poznań
tel.: +48 606 412500
e-mail: kmichalak@amu.edu.pl

Podziękowania

Dziękujemy profesorowi Peterowi Vieregge za udostępnienie do wykonania powyższych analiz sygnałów posturograficznych zebranych podczas pracy w Klinice Neurologicznej w Akademii Medycznej w Lubeck w Niemczech.

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 publikację 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)

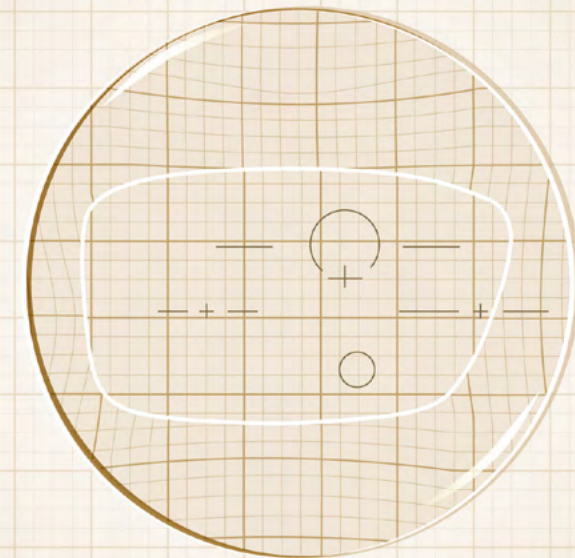
Prof. dr hab. **BOGDAN MIŚKOWIAK** (Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu)

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.

PRIME EYEWEAR

REWOLUCJA W SOCZEWKACH PROGRESYWNYCH PRIME SUPREME INDIVIDUAL



Aberracje i niechciany astygmatyzm poza obszarem oprawki.

Najszerze pole widzenia dzięki indywidualnemu projektowi
mocy progresywnej opartemu na kształcie oprawki.

Rewolucyjny projekt soczewki progresywnej, w którym oprócz wszystkich parametrów indywidualnych uwzględniany jest kształt oprawki do rozkładu mocy progresywnej oraz do przeniesienia niechcianego astygmatyzmu i innych aberracji poza obszar oprawki. Zapewnia to niespotykaną jakość widzenia.

Standard Free Form

+1.50/+2.50 Add 2.00

PRIME SUPREME Individual

+1.50/+2.50 Add 2.00

Dzięki technologii SuperThin oraz pryzmatycznego wycienienia to również najcieńsze soczewki progresywne dostępne na świecie w danej mocy i indeksie.

Infolinia

☎ 22 242 87 55

www.prime-eyewear.com