

WPLYW AKOMODACJI OKA NA SYGNAŁ PULSU ROGÓWKI

THE INFLUENCE OF ACCOMMODATION ON CORNEAL PULSE SIGNAL

Agnieszka Kazimierska*, Monika E. Danielewska

Politechnika Wroclawska, Wydział Podstawowych Problemów Techniki,
Katedra Inżynierii Biomedycznej, 50-370 Wrocław, Wybrzeże Wyspiańskiego 27

*e-mail: agnieszka.kazimierska@pwr.edu.pl

STRESZCZENIE

Oko jest wysoce wyspecjalizowanym narządem o znacznej dynamice. Jednym z przejawów tej dynamiki jest zjawisko pulsu rogówki, będące wynikiem pulsacyjnego przepływu krwi w oku i fluktuacji ciśnienia wewnątrzgałkowego. Dotychczasowe badania wykazały związek parametrów pulsu rogówki z wiekiem i rozwojem chorób. Poniższa praca jako pierwsza ma na celu ocenę wpływu poziomu akomodacji na charakterystykę pulsu rogówki. W pracy przedstawiono wyniki nieinwazyjnego pomiaru sygnału pulsu rogówki rejestrowanego synchronicznie z sygnałami niosącymi informację o aktywności sercowo naczyniowej w grupie 8 zdrowych, młodych ochotników dla trzech wartości akomodacji: 0,2 D, 3 D i 6 D. Analiza objęła wartość średniokwadratową sygnału pulsu rogówki, parametry częstotliwościowe jego wybranych składowych harmonicznych oraz koherencję tych składowych z odpowiadającymi im harmonicznymi sygnałami pulsu krwi i EKG. Analiza statystyczna pokazała, że na poziomie akomodacji 3 D występują istotne różnice w parametrach składowej niskoczęstotliwościowej (poniżej 0,5 Hz) oraz w wartości średniokwadratowej sygnału pulsu rogówki, co sugeruje wpływ poziomu akomodacji na charakterystykę pulsu rogówki.

Słowa kluczowe: puls rogówki, akomodacja, analiza widmowa, koherencja

ABSTRACT

The eye is a highly-specialized organ that exhibits a wide range of dynamic behavior. One example of the eye's dynamic behavior is corneal pulsation, a phenomenon related to pulsatile blood flow in the eye and fluctuations of intraocular pressure. Studies showed that morphology of corneal pulse signal changes with age and eye diseases. This work aims, for the first time, to assess the influence of eye accommodation on corneal pulse characteristic. Results of noninvasive measurement of corneal pulse recorded synchronically with cardiovascular signals in a group of 8 young, healthy volunteers at three accommodation levels, are presented. Analysis included the signal's root mean square value, spectral characteristics of selected harmonic components of the signal, and coherence between corneal pulse components and those of blood pulse and ECG signals. Statistical analysis showed significant differences between parameters of the low-frequency component (below 0.5 Hz) and the root mean square value at 3 D accommodation level, which suggests that accommodation influences corneal pulsation.

Keywords: corneal pulse, accommodation, spectral analysis, coherence

1. Wstęp

Oko, jako wysoce wyspecjalizowany narząd odpowiedzialny za proces widzenia, stanowi skomplikowany system, na którego funkcjonowanie wpływają zarówno elementy budowy anatomicznej, jak i dynamiczne zjawiska fizjologiczne. Oko wykonuje wiele, ruchów obejmujących zarówno całą gałkę oczną, jak i jej poszczególne elementy [1]. Za przejaw dynamiki oka uważa się również zmiany parametrów fizjologicznych, takich jak fluktuacje ciśnienia wewnątrzgałkowego IOP (ang. *Intraocular Pressure*) i pulsacyjny przepływ krwi w naczyniach krwionośnych oka [2], a także mechanizmy związane ze zmianami akomodacji [3] i aberracjami falowymi [4].

Oscylacje IOP związane z pulsacyjnym przepływem krwi w oku określa się mianem pulsu oka OP (ang. *Ocular Pulse*) [5]. Są one źródłem przemieszczeń zewnętrznych powierzchni gałki ocznej, w tym rogówki, której cykliczne, wzdlużne przemieszczenia w kierunku prostopadłym do powierzchni oka nazywa się pulsem rogówki CP (ang. *Corneal Pulse*) [6]. Prowadzone w ostatnich latach badania z wykorzystaniem bezkontaktowego ultradźwiękowego systemu do pomiaru przemieszczeń rogówki pokazały m.in. korelację sygnału CP z sygnałami aktywności sercowo-naczyniowej [7], a także zmiany w kształcie tego sygnału związane z wiekiem [8] i jaskrą [9].

Akomodacja (inny przejaw dynamiki oka) jest zjawiskiem polegającym na dostosowaniu zdolności zbierającej oka do odległości od obserwowanego przedmiotu, co umożliwia ostre widzenie w szerokim zakresie odległości [10]. Badania wykazały związek poziomu akomodacji z parametrami biometrycznymi oka, takimi jak głębokość komory przedniej i grubość soczewki [11] oraz długość osiowa [12], a także z aberracjami falowymi [13, 14]. Ponadto zaobserwowano zależność charakterystyki widmowej mikrofluktuacji akomodacji, czyli oscylacji poziomu akomodacji wokół stanu ustalonego, od sygnałów aktywności sercowo-naczyniowej [15, 16]. Z kolei badania Reada et al. [17] wykazały statystycznie istotne zmiany IOP i amplitudy pulsu oka przy wzroście poziomu akomodacji do 3 D. Natomiast nie przeprowadzono badań, które pozwoliłyby odpowiedzieć na pytanie, czy obserwowane podczas zmian poziomu akomodacji zmiany w gałce ocznej są widoczne także w sygnale pulsu rogówki.

Cel tej pracy stanowi ocena wpływu poziomu akomodacji na charakterystykę sygnału CP oraz korelację sygnału CP z sygnałami aktywności sercowo-naczyniowej u zdrowych ochotników.

2. Materiały i metody

2.1. Grupa badana i przebieg pomiarów

W pracy przedstawiono analizę sygnałów pulsu rogówki CP, fali pulsu krwi BPL (ang. *Blood Pulse*) oraz elektrokardiogramu (EKG) na podstawie danych retrospektywnych, które zostały zarejestrowane dla 8 młodych, zdrowych ochotników w wieku od 27 do 37 lat (średnia \pm SD: 30 \pm 3 lat), zgodnie z uzyskaną zgodą Komisji Bioetycznej Wrocławskiego Uniwersytetu Medycznego (KB 503/2011). Ochotnicy wykazywali prawidłowe widzenie obuoczne i poziom akomodacji w granicach normy dla wieku ochotników. U żadnego z ochotników nie występowały choroby układu sercowo-naczyniowego ani choroby oczu. Wszyscy ochotnicy zostali poinformowani o przebiegu badania i wyrazili pisemną zgodę na udział w eksperymencie przed rozpoczęciem pomiarów.

Podczas badania wykonano nieinwazyjny pomiar sygnału CP za pomocą bezkontaktowego ultradźwiękowego czujnika odległości [18] umieszczonego przed prawym okiem ochotnika. W tym samym czasie ochotnik utrzymywał fiksację lewym okiem na wybrany punkt. Synchronicznie z sygnałem CP rejestrowano sygnały niosące informację o pracy układu sercowo-naczyniowego: EKG za pomocą układu odprowadzeń kończynowych Einthovena oraz BPL za pomocą pulsoksymetru umieszczonego na płatku prawego ucha ochotnika. Wszystkie trzy sygnały rejestrowano z częstotliwością próbkowania równą 100 Hz. Pojedynczy pomiar trwał 10 s.

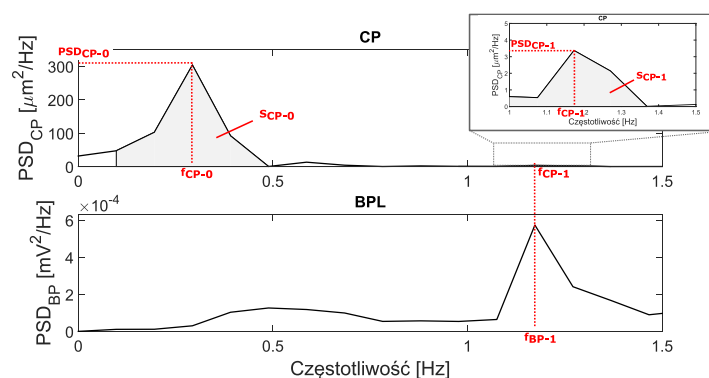
W celu zminimalizowania ruchów głowy ochotnika zastosowano metalowy uchwyt stabilizujący z oparciem na podbródek i czoło. Podczas eksperymentu ochotnik miał za zadanie obserwować punkt fiksacji w formie krzyża maltańskiego umieszczonego na monitorze LCD na wprost oczu ochotnika. Badanie składało się z trzech części, podczas których punkt fiksacji znajdował się kolejno w odległości 5 m (część I), 35 cm (część II) i 17 cm (część III), co odpowiada poziomom akomodacji 0,2 D, 3 D oraz 6 D. Każda z części obejmowała dwa etapy: 1) zadanie kontrolne oraz 2) zadanie akomodacyjne.

Podczas zadania kontrolnego (poziom akomodacji 0,2 D) ochotnik obserwował punkt fiksacji umieszczony w odległości 5 m przez 3 minuty, po czym wykonywano trzykrotny pomiar sygnałów CP, BPL oraz EKG. W części I po zadaniu kontrolnym punkt fiksacji pozostawał w tej samej odległości w trakcie zadania akomodacyjnego, natomiast w częściach II i III był przesuwany na odległość 35 cm (poziom akomodacji 3 D) lub 17 cm (6 D) w celu zmiany warunków obserwacji. Podczas zadania akomodacyjnego sygnały rejestrowano w dwóch seriach. Pierwsza seria była wykonywana bezpośrednio po zmianie warunków badania (w 0. minucie). Druga seria była wykonywana po 3 minutach obserwacji. Za każdym razem zbierano trzy 10-sekundowe zapisy.

2.2. Analiza sygnałów

Do analizy sygnałów wykorzystano środowisko Matlab (The Mathworks, Inc., USA). Przed rozpoczęciem analizy sygnały CP, BPL i EKG poddano wstępnej obróbce polegającej na filtracji pasmowej w zakresie 0,05–20 Hz oraz usunięciu liniowego trendu. Z przetworzonego wstępnie przebiegu czasowego CP wyznaczano wartość średniokwadratową RMS (ang. *Root Mean Square*). Następnie dla każdego z sygnałów obliczano widma gęstości mocy PSD (ang. *Power Spectral Density*) jako kwadrat modułu transformaty Fouriera danego sygnału.

W dziedzinie częstotliwości sygnały analizowano w dwóch zakresach, określonych na podstawie głównych składowych sygnału mikrofluktuacji akomodacji: dla niskich częstotliwości LF (ang. *Low frequencies*), od 0,05 Hz do 0,5 Hz, oraz wysokich częstotliwości HF (ang. *High frequencies*), od 0,5 Hz do 3 Hz. W sygnale CP wyróżniono trzy składowe częstotliwościowe: jedną w zakresie LF i dwie w zakresie HF. Każda z trzech składowych i została zidentyfikowana jako położenie (f_i , gdzie $i = 0, 1, 2$) lokalnego maksimum widma gęstości mocy (PSD_i) na osi częstotliwości. W paśmie LF położenie podstawowej składowej sygnału CP (f_{CP-0}) określono na podstawie maksimum widma gęstości mocy sygnału w tym zakresie (PSD_0). Natomiast w paśmie HF dwie składowe sygnału CP zidentyfikowano na podstawie pierwszych dwu składowych sygnału BPL związanych z pracą serca. Najpierw obliczano częstotliwość podstawową f_{BPL-1} sygnału BPL oraz jej pierwszą harmoniczną f_{BPL-2} w oparciu o pierwsze dwa lokalne maksima widma tego sygnału. Częstotliwości te zostały uznane za częstotliwości pierwszej i drugiej składowej harmonicznej sygnału CP (odpowiednio f_{CP-1} i f_{CP-2}). Gęstość mocy pierwszej i drugiej składowej harmonicznej (PSD_1 i PSD_2) wyznaczono jako wartości widma w, odpowiednio, f_{CP-1} i f_{CP-2} . Dla każdej z trzech składowych sygnału CP obliczono także moc (S_i) jako pole powierzchni pod krzywą danej składowej w zakresie $f_{CP-i} \pm 0,2$ Hz. Na rysunku 1 przedstawiono schemat wyznaczania parametrów częstotliwościowych sygnału CP na przykładzie składowej podstawowej i pierwszej harmonicznej.



Rys. 1. Schemat wyznaczania parametrów częstotliwościowych podstawowej oraz pierwszej składowej sygnału CP na podstawie typowych widm gęstości mocy sygnału CP i BPL. Wewnętrzna ramka pokazuje w powiększeniu obszar zaznaczony kreskowanym prostokątem, tj. parametry pierwszej składowej harmonicznej sygnału CP. Szare pola oznaczają obszar wykorzystywany do obliczenia mocy składowych.

Dodatkowo obliczono wartości koherencji sygnału CP z sygnałami aktywności sercowo-naczyniowej: pulsem krwi ($COH_{CP-BPLi}$) oraz EKG ($COH_{CP-ECGi}$). Koherencja jest miarą zgodności fazowej sygnałów (tzn. stałości różnicy faz między składowymi sygnałami o danej częstotliwości), opisaną

równaniem:

$$C_{xy}(\omega) = \frac{|\Psi_{xy}(\omega)|^2}{\Psi_x(\omega)\Psi_y(\omega)} \quad (1)$$

gdzie $\Psi_x(\omega)$ i $\Psi_y(\omega)$ oznaczają odpowiednio estymatory widm gęstości mocy sygnałów $x(t)$ i $y(t)$, a $\Psi_{xy}(\omega)$ estymator widma wzajemnej gęstości mocy tych sygnałów [19]. Funkcja koherencji przyjmuje wartości z zakresu od 0 (brak zgodności) do 1 (pełna zgodność dla danej częstotliwości). Wartość koherencji sygnału CP z sygnałami BPL i EKG określono dla trzech składowych harmonicznych sygnału CP (f_{CP-i} , gdzie $i = 0, 1, 2$).

2.3. Analiza statystyczna wyników

Wartości parametrów dla danego ochotnika na określonym poziomie akomodacji (0,2 D, 3 D, 6 D) i w ramach określonego zadania (kontrolne, akomodacyjne w 0. minucie, akomodacyjne w 3. minucie) zostały określone jako mediany wyników uzyskanych z trzech zapisów. Przed rozpoczęciem analizy każdy z badanych parametrów był standaryzowany względem zadania kontrolnego poprzez odjęcie wartości danego parametru z zadania kontrolnego od odpowiadającej wartości uzyskanej podczas zadania akomodacyjnego:

$$d_{acc-control} = X_{acc} - X_{control} \quad (2)$$

gdzie X_{acc} oznacza wartość parametru uzyskaną podczas zadania akomodacyjnego (w 0. minucie lub po 3. minucie), natomiast $X_{control}$ wartość parametru uzyskaną podczas zadania kontrolnego.

W przypadku większości parametrów zostały odrzucone hipotezy o normalności rozkładu zmiennej (test Shapiro–Wilka, $p < 0,05$) oraz o jednorodności wariancji pomiędzy grupami (test Levene'a, $p < 0,05$). Z tego powodu do oceny różnic pomiędzy poziomami akomodacji wykorzystano nieparametryczny test rang Wilcoxon na poziomie istotności $\alpha = 0,05$. Ze względu na standaryzację wyników porównywano zmianę parametru pomiędzy zadaniem kontrolnym a pomiarem w 0. minucie zadania akomodacyjnego ($d_{0min-control}$) ze zmianą pomiędzy zadaniem kontrolnym a pomiarem po 3. minucie zadania akomodacyjnego ($d_{3min-control}$). Do analizy statystycznej wyników wykorzystano środowisko Matlab.

3. Wyniki

Analiza statystyczna parametrów charakteryzujących sygnał CP w dziedzinie czasu i częstotliwości (p. tab. 1) pokazała statystycznie istotne różnice na poziomie akomodacji 3 D dla wartości średniokwadratowej RMS sygnału CP ($p = 0,023$) oraz mocy jego składowej podstawowej S_0 ($p = 0,039$). Uzyskano ponadto statystycznie istotne różnice dla częstotliwości drugiej składowej harmonicznej f_{CP-2} ($p = 0,031$). Dla pozostałych parametrów różnice nie osiągnęły poziomu statystycznej istotności.

Na poziomie akomodacji 3 D w przypadku RMS oraz S_0 widoczny jest spadek po 3 minutach zadania akomodacyjnego. Stosunkowo duży, choć statystycznie nieistotny, spadek jest również widoczny dla gęstości mocy podstawowej składowej PSD_0 . Pozostałe dwie składowe związane z aktywnością sercowo-naczyniową wykazują jedynie niewielkie różnice, podobnie jak parametry dla poziomu akomodacji 0,2 D. Dla poziomu akomodacji 6 D różnice pozostają statystycznie nieistotne, ale można zaobserwować relatywnie duże zmiany w kierunku przeciwnym do poziomu akomodacji 3 D, obejmujące wzrost RMS, PSD_0 i S_0 . Wykresy pudełkowe dla gęstości mocy i mocy składowych przedstawiono na rysunku 2.

Tabela 1. Wyniki analizy różnic pomiędzy ustandaryzowanymi wartościami parametrów charakteryzujących sygnał CP dla pomiaru wykonanego w 0. minucie zadania akomodacyjnego ($d_{0min-control}$) i pomiaru wykonanego po 3 minutach zadania akomodacyjnego ($d_{3min-control}$)

ACC	Parametr	RMS [μm]	f_{CP-0} [Hz]	f_{CP-1} [Hz]	f_{CP-2} [Hz]	PSD_0 [$\mu\text{m}^2/\text{Hz}$]	PSD_1 [$\mu\text{m}^2/\text{Hz}$]	PSD_2 [$\mu\text{m}^2/\text{Hz}$]	S_0 [μm^2]	S_1 [μm^2]	S_2 [μm^2]
0,2 D	$d_{0min-control}$	0,8	0	0	-0,05	3,8	-0,7	0,02	-0,04	-0,06	-0,03
	$d_{3min-control}$	1,1	0	0	0,05	3,8	-0,4	0	-2,60	-0,09	-0,03
	p	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
3 D	$d_{0min-control}$	2,8	-0,024	0	0	1,8	0,3	-0,13	-0,06	0,07	-0,02
	$d_{3min-control}$	-4,2	0	0,024	0,10	-44,2	-0,1	-0,15	-8,04	-0,01	-0,01
	p	0,023	-	-	0,031	-	-	-	0,039	-	-
6 D	$d_{0min-control}$	-3,61	-0,024	0	0	-22,3	0,1	-0,02	-2,91	0,03	-0,01
	$d_{3min-control}$	3,14	-0,196	0,024	0,02	27,1	0,3	-0,04	4,16	0,07	0,03
	p	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

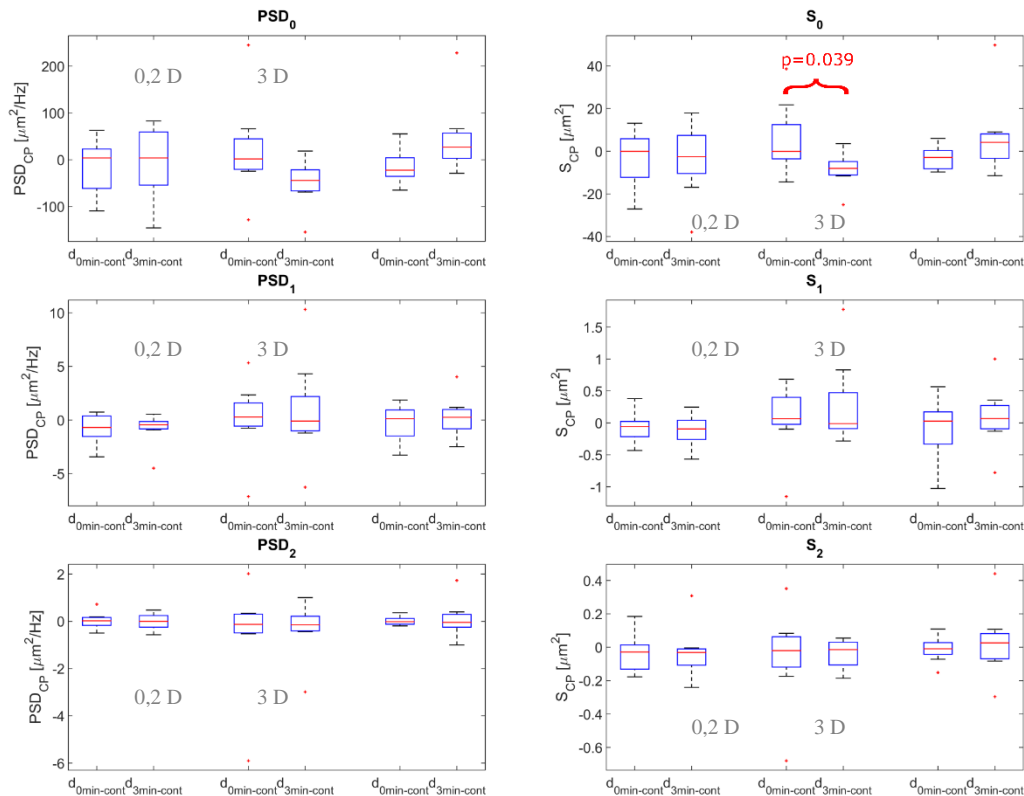
Wszystkie wartości d podano jako mediany dla grupy ochotników. Wartości pogrubione oznaczają wartości istotne statystycznie. ACC – poziom akomodacji; znak „-” – różnica nieistotna statystycznie.

W przypadku korelacji sygnału CP z sygnałami aktywności sercowo-naczyniowej (p. tab. 2) żaden z parametrów nie osiągnął poziomu istotnych statystycznie różnic (we wszystkich przypadkach $p > 0,05$), choć na poziomie akomodacji 3 D i 6 D większość wartości wykazuje wspólny trend zmian w kierunku niższych wartości. Różnice koherencji są statystycznie nieistotne także dla trzeciej składowej sygnału CP, dla której na poziomie akomodacji 3 D uzyskano statystycznie znaczącą zmianę częstotliwości.

Tabela 2. Wyniki analizy różnic pomiędzy ustandaryzowanymi wartościami koherencji sygnału CP z sygnałami aktywności sercowo-naczyniowej dla pomiaru wykonanego w 0. minucie zadania akomodacyjnego ($d_{0min-control}$) i pomiaru wykonanego po 3 minutach zadania akomodacyjnego ($d_{3min-control}$)

ACC	Parametr	$COH_{CP-BPL-0}$	$COH_{CP-BPL-1}$	$COH_{CP-BPL-2}$	$COH_{CP-ECG-0}$	$COH_{CP-ECG-1}$	$COH_{CP-ECG-2}$
0,2 D	$d_{0min-control}$	-0,03	0,003	-0,040	0,01	-0,012	0,012
	$d_{3min-control}$	-0,04	-0,085	-0,005	0,01	-0,069	0,003
	p	-	-	-	-	-	-
3 D	$d_{0min-control}$	-0,03	-0,083	0,063	-0,04	-0,072	0,040
	$d_{3min-control}$	-0,07	-0,221	-0,032	-0,03	-0,238	-0,048
	p	-	-	-	-	-	-
6 D	$d_{0min-control}$	-0,05	-0,020	-0,111	-0,01	-0,010	-0,172
	$d_{3min-control}$	-0,07	-0,019	-0,123	-0,03	-0,033	-0,154
	p	-	-	-	-	-	-

Wszystkie wartości d podano jako mediany dla grupy ochotników. ACC – poziom akomodacji; znak „-” – różnica nieistotna statystycznie.



Rys. 2. Wykresy pudełkowe dla ustandaryzowanych gęstości mocy (PSD_i) oraz mocy (S_i) trzech składowych sygnału CP na poziomie akomodacji 0,2 D, 3 D i 6 D. Czerwona kłammerka oznacza statystycznie istotną różnicę.

4. Podsumowanie

Analiza parametrów czasowych i częstotliwościowych sygnału pulsu rogówki znajduje zastosowanie w badaniach dynamiki oka, a także w badaniu procesów związanych ze starzeniem i rozwojem chorób takich jak jaskra [9]. Dotychczas nie rozważano natomiast związku charakterystyki tego sygnału z poziomem akomodacji oka. Opisane w tej pracy wyniki wskazują na istotny wpływ poziomu akomodacji 3 D na parametry niskoczęstotliwościowej składowej sygnału CP (poniżej 0,5 Hz), a także na wartość średniokwadratową tego sygnału, przy jednoczesnym braku zmian dotyczących wyższych składowych związanych z aktywnością układu sercowo-naczyniowego. Wcześniejsze badania pokazały, że podobne rozróżnienie występuje w przypadku nisko- i wysokoczęstotliwościowej składowej sygnału mikrofluktuacji akomodacji, którym przypisuje się odmienne pochodzenie: odpowiednio neurologiczne i sercowo-naczyniowe [15, 16]. Brak istotnych zmian w wartościach koherencji sygnału CP z sygnałami pulsu krwi i EKG sugeruje natomiast, że zjawisko akomodacji nie wpływa na zależności fazowe pomiędzy tymi sygnałami.

Istotnym ograniczeniem zaprezentowanego eksperymentu jest niewielka liczebność grupy badanej, która ogranicza czułość przeprowadzonej analizy statystycznej i może być przyczyną braku istotności statystycznej wyników otrzymanych dla drugiego z analizowanych poziomów akomodacji. Ponadto standaryzacja wyników uzyskanych podczas zadania akomodacyjnego względem zadania kontrolnego powoduje utratę informacji o wczesnych zmianach zachodzących pomiędzy 0. a 3. minutą zadania akomodacyjnego, pozwalając jedynie na ocenę wpływu ustalonego stanu akomodacji na sygnał CP. Z drugiej strony, standaryzacja pozwala na minimalizację wpływu różnego poziomu kontrolnego badanych parametrów u poszczególnych ochotników na wyniki analizy statystycznej.

LITERATURA

- [1] D. Iskander, H. Kasprzak: *Dynamics in longitudinal eye movements and corneal shape*, Ophthalmic and Physiological

- Optics, vol. 26(6), 2006, s. 572–579.
- [2] M. Kowalska, H. Kasprzak, D. Iskander, M. Danielewska, D. Mas: *Ultrasonic in vivo measurement of ocular surface expansion*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58(3), 2011, s. 674–680.
- [3] B. Winn, J. Pugh, B. Gilmartin, H. Owens: *The frequency characteristics of accommodative microfluctuations for central and peripheral zones of the human crystalline lens*, Vision Research, vol. 30(7), 1990, s. 1093–1099.
- [4] D. Iskander, M. Collins, M. Morelande, M. Zhu: *Analyzing the dynamic wavefront aberrations in the human eye*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51(11), 2004, s. 1969–1980.
- [5] E. Perkins: *The ocular pulse*, Current Eye Research, vol. 1(1), 1981, s. 19–23.
- [6] H. Kasprzak, D. Iskander: *Spectral characteristics of longitudinal corneal apex velocities and their relation to the cardiopulmonary system*, Eye (Lond), vol. 21(9), 2007, s. 1212–1219.
- [7] M. Danielewska, D. Iskander, M. Kowalska, H. Kasprzak: *Phase dependencies between longitudinal corneal apex displacement and cardiovascular signals: is the ocular pulse influenced by the electrical activity of the heart?*, Clinical and Experimental Optometry, vol. 95(6), 2012, s. 631–637.
- [8] M.E. Danielewska, D.R. Iskander, P. Krzyżanowska-Berkowska: *Age-Related Changes in Corneal Pulsation: Ocular Dicrotism*, Optometry and Vision Science, vol. 91(1), 2014, s. 54–59.
- [9] M. Danielewska, P. Krzyżanowska-Berkowska, D. Iskander: *Glaucomatous and age-related changes in corneal pulsation shape. The ocular dicrotism*, PLoS One, vol. 9(7), 2014, s. e102814.
- [10] D. Coleman: *Unified model for accommodative mechanism*, American Journal of Ophthalmology, vol. 69(6), 1970, s. 1063–1079.
- [11] M. Bolz, A. Prinz, W. Drexler, O. Findl: *Linear relationship of refractive and biometric lenticular changes during accommodation in emmetropic and myopic eyes*, The British Journal of Ophthalmology, vol. 91(3), 2007, s. 360–365.
- [12] J. Zhong, A. Tao, Z. Xu, H. Jiang, Y. Shao, H. Zhang, C. Liu, J. Wang: *Whole eye axial biometry during accommodation using ultra-long scan depth optical coherence tomography*, American Journal of Ophthalmology, vol. 157(5), 2014, s. 1064–1069.e2.
- [13] H. Cheng, J. Barnett, A. Vilupuru, J. Marsack, S. Kasthurirangan, R. Applegate, A. Roorda: *A population study on changes in wave aberrations with accommodation*, Journal of Vision, vol. 4(4), 2004, s. 272–280.
- [14] S. Ninomiya, T. Fujikado, T. Kuroda, N. Maeda, Y. Tano, T. Oshika, Y. Hirohara, T. Mihashi: *Changes of ocular aberration with accommodation*, American Journal of Ophthalmology, vol. 134(6), 2002, s. 924–926.
- [15] B. Winn, J.R. Pugh, B. Gilmartin, H. Owens: *Arterial pulse modulates steady-state ocular accommodation*, Current Eye Research, vol. 9(10), 1990, s. 971–975.
- [16] M. Collins, B. Davis, J. Wood: *Microfluctuations of steady-state accommodation and the cardiopulmonary system*, Vision Research, vol. 35(17), 1995, s. 2491–2502.
- [17] S.A. Read, M.J. Collins, H. Becker, J. Cutting, D. Ross, A.K. Savill, B. Trevor: *Changes in intraocular pressure and ocular pulse amplitude with accommodation*, The British Journal of Ophthalmology, vol. 94(3), 2010, s. 332–335.
- [18] T. Licznarski, J. Jaroński, D. Kosz: *Ultrasonic system for accurate distance measurement in the air*, Ultrasonics, vol. 51(8), 2011, s. 960–965.
- [19] A. Eadie, J. Pugh, B. Winn: *The use of coherence functions in the study of ocular mechanisms*, Ophthalmic and Physiological Optics, vol. 15(4), 1995, s. 311–317.

otrzymano / submitted: 30.01.2017
zaakceptowano / accepted: 30.03.2017