

Artur BABIARZ, Krzysztof JASKOT, Łukasz SZCZUROWSKI
Politechnika Śląska

SYSTEM DETEKCJI MRUGNIĘĆ OKA

Streszczenie. W artykule opisano budowę i zasadę działania układu do pomiaru mrugnięć oka przy użyciu elektrookulografii (EOG) oraz metody fotoelektrycznej. Omówiono zaimplementowany algorytm detekcji. Przedstawiono wyniki działania systemu detekcji mrugnięć oka w rzeczywistym środowisku.

EYE-BLINK DETECTION SYSTEM

Summary. The article describes the construction and operation of the system for measuring eye blinks using electrooculography (EOG) and the photoelectric method. The implemented detection algorithm is discussed. The results of the operation of the eye blink detection system in the real environment are presented.

1. Wstęp

Współczesny postęp technologiczny przyczynia się do wprowadzania na rynek urządzeń, wykorzystujących pomiar różnego rodzaju sygnałów elektrodiagnostycznych. Sygnały te wykorzystywane są do mierzenia aktywności człowieka, umożliwiając rozpoznanie stanu zdrowia badanego. W coraz to bardziej innowacyjnych przyrządach medycznych zastosowanie znajduje wiele sygnałów biomedycznych takich jak: elektroencefalografia (EEG), elektromiografia (EMG) oraz elektrokardiogram (EKG) [3]. Układy pomiarowe z wykorzystaniem tego typu sygnałów najczęściej projektowane są indywidualnie korzystając z wyspecjalizowanych metod akwizycji umożliwiając diagnozę potencjalnych chorób oraz ułatwiając codzienne funkcjonowanie pacjentów.

Jednym z sygnałów biologicznych wykorzystywanych podczas projektowania układów elektronicznych w medycynie jest elektrookulografia (EOG). Sygnał elektrookulograficzny może zostać wykorzystany do określenia pozycji oka oraz do estymacji ruchu powieki, co znalazło wiele zastosowań medycznych. Najczęściej są to zastosowania związane z diagnozą chorób oczu [2], jednak możliwe jest również wykorzystanie elektrookulografii w kontekście analizy snu [11] lub tworzenia interfejsów interakcji człowiek-komputer dla osób niepełnosprawnych [4, 5, 8]. Urządzenia tego typu umożliwiają przykładowo sterowanie kursorem na ekranie komputera przy użyciu gałek ocznych.

Jednym z zagadnień związanych z możliwością wykorzystania sygnału EOG w stworzeniu praktycznych rozwiązań jest znalezienie sposobu na wykrycie senności kierowcy, aby móc zapobiec wypadkowi drogowemu. Według statystyk zmęczenie kierującego pojazdem jest przyczyną spowodowania nawet 10% wszystkich wypadków dro-

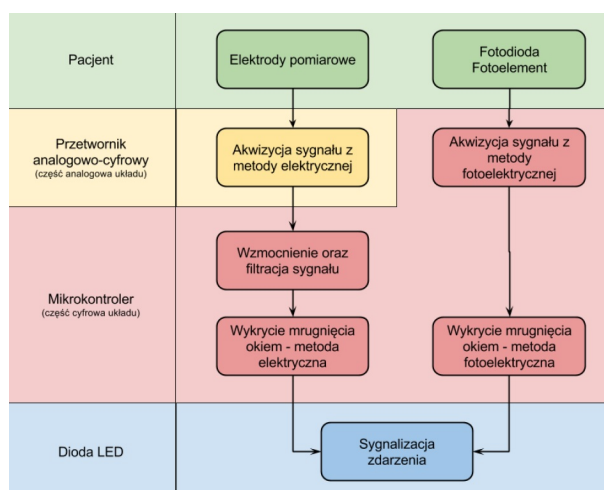
gowych [9]. W obecnie testowanych systemach, wykrycie senności opiera się o pomiar ruchów głową, wykrycie gwałtownych ruchów kierownicą, analizę pracy serca kierowcy lub analizę sygnału wideo kamery skierowanej na twarz kierującego, jednak żadna z wyżej wymienionych metod nie przyniosła dotychczas zadawalających rezultatów [12]. Mając na uwadze, że zmęczenie jest powiązane z częstotliwością mrugnięć okiem oraz czasem trwania mrugnięcia [10], nasuwa to pomysł wykorzystania elektrookulografii w celu znalezienia skutecznego sposobu na wykrycie senności na podstawie pomiaru elektrookulogramu.

Kolejnym zagadnieniem, w którym elektrookulografia może istotnie przyczynić się do rozwiązania aktualnie istniejącego problemu medycznego, jest przeciwdziałanie tzw. zespołowi suchego oka. Schorzenie polega na pojawieniu się przewlekłego podrażnienia oczu, wynikającego ze złego składu, zbyt małej ilości filmu łzowego oraz pojawiania się zbyt rzadko bodźca mrugnięcia, mającego na celu odpowiednie rozprowadzenie filmu łzowego na powierzchni oka. Niestety, w ostatnich latach notuje się zwiększenie liczby chorujących na tę przypadłość [13]. Wykorzystanie elektrookulografii mogłoby umożliwić dostarczenie odpowiednich danych, które mogłyby posłużyć jako sygnał ostrzegający o zbyt niskim poziomie nawilżenia oka pacjenta.

Celem pracy było zbudowanie prostego i taniego układu pomiarowego, który może być używany przez pacjentów w czasie wykonywania codziennych zadań.

2. Zasada działania i opis układu pomiarowego

Schemat blokowy układu pomiarowego został przedstawiony na rysunku 1. Składa się on z dwóch części, każda odpowiedzialna jest za jedną z metod pomiarowych stosowanych w module. Pierwsza z części jest odpowiedzialna za pomiar sygnału EOG



Rys. 1. Schemat ideowy działania modułu pomiarowego

metodą elektryczną. W tej metodzie do odpowiednio przyklejonych do ciała pacjenta elektrod pomiarowych podłączony został przetwornik analogowo-cyfrowy dedykowany do pomiaru różnicowych sygnałów bioelektrycznych. W naszym przypadku wybrano układ firmy Texas Instruments ADS1292. Układ ADS1292 jest modułem specjalnie przeznaczonym do wykorzystania w przenośnych rozwiązaniach wykorzystujących sy-

gnały biomedyczne posiadającym dwa 24 bitowe przetworniki analogowo-cyfrowe typu delta-sigma ($\Delta\Sigma$), pozwalającym na próbkowanie od 125 do 8 000 próbek na sekundę. Dla każdego z kanałów przetwornika istnieje możliwość wykorzystania wbudowanych programowalnych wzmacniaczy różnicowych. Para elementów elektrody pomiarowe - przetwornik analogowo-cyfrowy tworzy część analogową układu, zgodnie z zasadami projektowania układów elektronicznych masa układu analogowego jest odseparowana od masy części cyfrowej tak aby nie przenosić szumów. Po przetworzeniu informacji o napięciu oraz odpowiednim wzmocnieniu dane zostają zapisane w postaci cyfrowej i wysłane z wykorzystaniem ramki danych do części cyfrowej układu.

Ramka danych zostaje odebrana przez umieszczony na płycie mikrokontroler ESP8266 po czym następuje filtracja sygnału. Sygnał pozyskany z wykorzystaniem modułu pomiarowego, może zawierać zakłócenia mogące pojawić się w torze pomiarowym z różnych źródeł np. głównym powodem występowania zakłóceń jest niska amplituda rejestrowanego sygnału, oraz występowanie w sąsiedztwie oka innych sygnałów biomedycznych o podobnym zakresie amplitud oraz częstotliwości [1]. Aby zminimalizować wpływ zakłóceń na działanie algorytmu, postanowiono zastosować filtrację pozyskanego sygnału korzystając z zależności (1).

$$\bar{x}_k = \alpha\bar{x}_{k-1} + (1 - \alpha)x_k \quad (1)$$

gdzie: α - współczynnik wagi filtru, \bar{x}_{k-1} - średnia arytmetyczna obliczona z k-1 próbek, x_k - wartość k-tej próbki danych [7]. Zaletą zaproponowanego filtru (1) jest bardzo niska złożoność obliczeniowa i bardzo niskie użycie pamięci, co umożliwia jego stosowanie w systemach mikroprocesorowych o małej zdolności obliczeniowej.

Po uzyskaniu sygnału nadającego się do dalszego przetwarzania, uruchamiany jest algorytm, który próbuje określić, czy w danym momencie nastąpiło mrugnięcie okiem. Jego działanie opiera się na obliczeniu pierwszej pochodnej sygnału biomedycznego, dającego informację o tempie zmian amplitudy zmierzonego sygnału. Opracowany algorytm numerycznie korzysta z najprostszego przybliżenia wartości pochodnej z wykorzystaniem tzw. metody dwupunktowej:

$$f'(x_k) \approx \frac{f(x_{k+1}) - f(x_k)}{\Delta x} \quad (2)$$

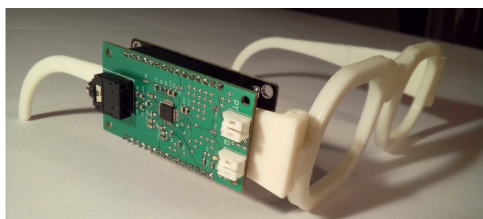
gdzie: $f(x_k)$ - wartość funkcji $f(x)$ w k-tym węźle, $f'(x_k)$ - wartość pochodnej funkcji $f(x)$ w k-tym węźle, Δx - odległość między punktami węzłowymi. Równanie 3 jest powszechnie nazywane pochodną dwupunktową „w przód” [6]. Jest to najprostsze przybliżenie wartości pochodnej w punkcie x_k . Błąd określenia wartości pochodnej zależy od wartości odległości między punktami węzłowymi - czym mniejsza jest odległość między punktami, tym mniejsza jest wartość błędu przybliżenia wartości pochodnej.

Algorytm następnie określa, czy wartość pochodnej przekroczyła ustalony odgórnie próg. Jeżeli tak, to algorytm dodatkowo sygnalizuje wykrycie mrugnięcia odpowiednią diodą LED znajdującą się na obwodzie drukowanym modułu pomiarowego i przechodzi do pobrania kolejnej próbki danych. Jeżeli mrugnięcie nie zostało wykryte, to algorytm rozpoczyna analizę kolejnej próbki danych. Wszystkie pomiary mogą być rejestrowane na zdalnym komputerze wykorzystując możliwości układu ESP8266 (wbudowane WiFi).

Druga z części umieszczonych w module pomiarowym odpowiedzialna jest za pomiar wartości fotoelektrycznej gdzie układ elementów fotodioda/fototranzystor jest

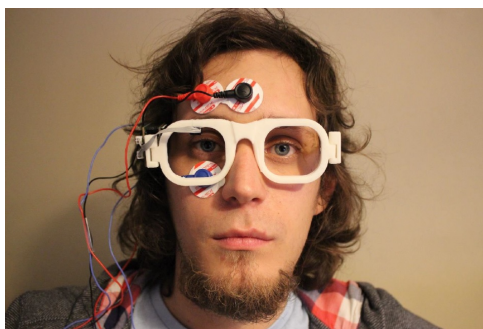
zamocowana w oprawie okularowej i skierowana w stronę oka badanego. Wykrywana jest różnica napięć jakie rejestruje wbudowany w mikrokontroler (ESP8266) przetwornik analogowo-cyfrowy między zamkniętym a otwartym okiem zamieniając wartość napięcia na sygnał cyfrowy. Sygnał ten jest przetwarzany z wykorzystaniem odpowiedniego algorytmu, mającego na celu wykrycie mruknięcia okiem pacjenta. Wykrycia mruknięcia, układ sygnalizuje dodatkowo odpowiednią diodą LED znajdującą się na obwodzie drukowanym modułu pomiarowego. Tor pomiarowy metody fotoelektrycznej jest oddzielony od toru metody elektrycznej, aby uniknąć wzajemnego zakłócenia pomiaru wartości napięcia.

Na rysunku 2 przedstawiono wygląd gotowego modułu pomiarowego zamontowanego na oprawkach okularowych. Rozwiązanie takie ma na celu zwiększenie wygody użytkownika u badanego pacjenta. Rysunek 3 przedstawia układ pomiarowy przygoto-



Rys. 2. Układ połączony z okularami wydrukowanymi w technologii 3D, na pierwszym planie moduł przetwornika ADS1292

wany do badania. W tym przypadku została wykorzystana możliwość dokonania pomiarów dwoma metodami elektryczną i fotoelektryczną.



Rys. 3. Podłączony moduł gotowy do przeprowadzenia badania

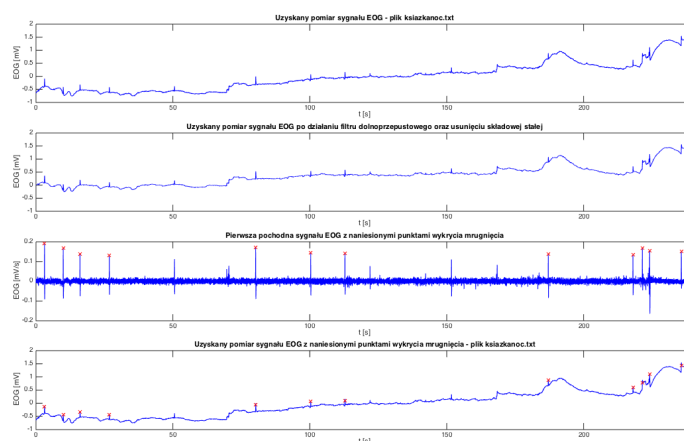
3. Wyniki działania algorytmu detekcji mruknięć

Poniżej przedstawiono przykładowe wyniki uzyskane przy użyciu opisanego układu pomiarowego oraz algorytmu detekcji mruknięć oka. Każdy z rysunków przedstawia cztery wykresy dotyczące jednej serii pomiarowej:

- pierwotny sygnał EOG (nieprzetworzony)
- sygnał EOG po przetworzeniu przez filtr uśredniający oraz usunięciu składowej stałej sygnału

- obliczoną pierwszą pochodną sygnału EOG metodą dwupunktową wraz z naniesionymi wynikami działania algorytmu
- pierwotny sygnał EOG wraz z naniesionymi wynikami działania algorytmu

W celu pokazania wyników działania algorytmu detekcji mrugnięć oka przeprowadzono kilka testów opisanych poniżej. Wyniki otrzymane w serii pomiarowej przedstawionej

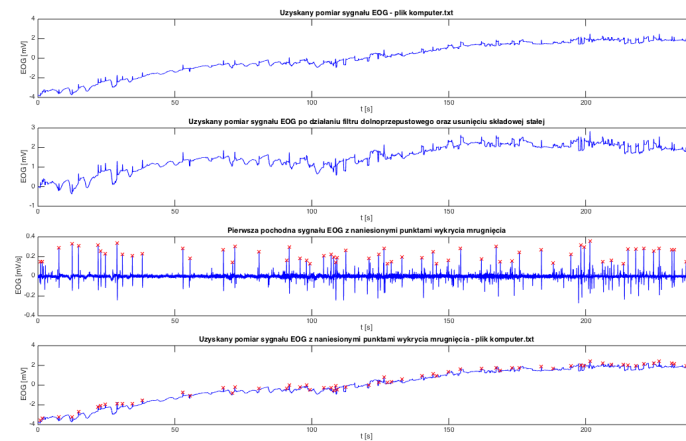


Rys. 4. Badanie 1 - czytanie książki nocą

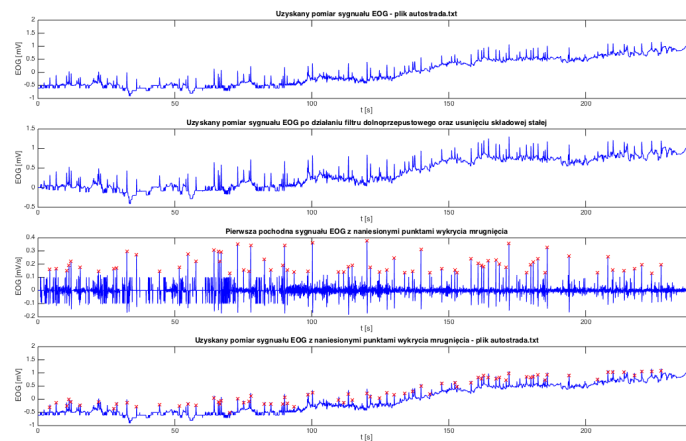
na rysunku 4 mierzącej liczbę mrugnięć okiem podczas czytania książki wskazują na poprawne działanie algorytmu w warunkach, gdy pacjent jest zrelaksowany oraz nie wykonuje gwałtownych ruchów głową. W takich warunkach algorytm działa poprawnie, osiągając skuteczność wskazań na poziomie 78,57%. Należy jednak pamiętać, że zrelaksowanie pacjenta ma duży wpływ na amplitudę mrugnięć, która jest dużo niższa od mrugnięć w czasie stresu pacjenta. Powoduje to, że w takich warunkach zdarzają się momenty, gdy mrugnięcia, pomimo zaistnienia nie zostaje wykryte. W naszym przypadku skuteczność S_d definiowana jest jako liczba poprawnie zidentyfikowanych mrugnięć do liczby wszystkich mrugnięć:

$$S_d = \frac{M_p}{M} * 100 \quad (3)$$

gdzie: S_d – skuteczność poprawnej detekcji mrugnięć w %, M_p - liczba poprawnych detekcji mrugnięć, M – liczba wszystkich detekcji mrugnięć. Seria pomiarowa dotycząca pomiaru częstotliwości mrugnięć podczas pracy na komputerze przedstawiona na rysunku 5, wskazuje na największą wadę stworzonego algorytmu. W tym doświadczeniu, pacjent siedząc wygodnie przed ekranem komputera, oglądał film w języku angielskim zawierającym napisy z tłumaczeniem. Zaistniała sytuacja spowodowała, że fiksacja wzorku skupiona była zarówno na napisach, jak i oglądanym filmie. Skutkiem tego, była duża ilość ruchów sakkadowych czyli ruchów gałki ocznej, które wykonywane są mimowolnie podczas procesu obserwacji przedmiotów występujących w kanale pionowym elektrookulogramu [1, 2]. Rezultatem jest skuteczność S_d tylko na poziomie 39.68% oraz duża ilość niepoprawnych wskazań wynosząca aż 60.32%. Analiza pomiarów dotyczących jazdy samochodem przedstawiona na rysunku 6 wykazała, zadowalające działanie



Rys. 5. Badanie 2 - praca przy komputerze



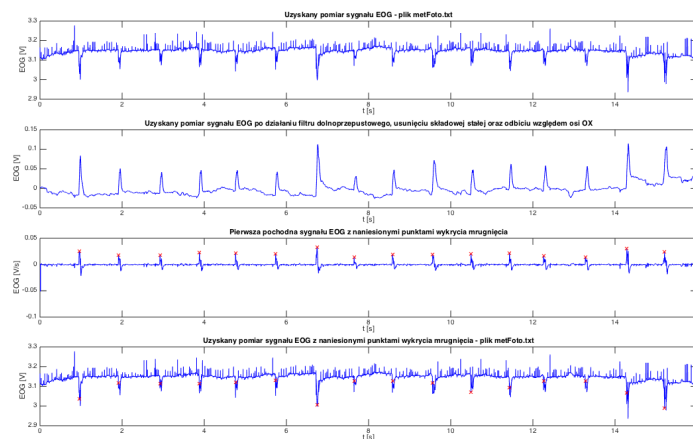
Rys. 6. Badanie 3 - jazda samochodem po autostradzie

algorytmu. Głównym problemem występującym w tej części badań był wyższy poziom zakłóceń pomiarowych wynikający z wibracji samochodu oraz wykonywanych ruchów głową. W rezultacie otrzymane wyniki są mocniej zaszumione od pozostałych dwóch serii pomiarowych. Algorytm jednak stosunkowo dobrze poradził sobie z tą sytuacją osiągając jedynie 22,22% niepoprawnych wskazań przy S_d wynoszącym 77,78%.

Analiza wyników wskazuje na silną zależność między rodzajem wykonywanej czynności, a częstotliwością wykonanych mrugnięć oka. Na częstotliwość mrugnięć miało wpływ w głównej mierze skupienie osoby badanej. W przypadku wykonywania czynności, wymagających niskiego skupienia, takich jak czytanie książki, częstotliwość mrugnięć spadła do zaledwie ok. 3 mrugnięć na minutę. W przypadku jednak zadań wymagających bardzo dużego skupienia wzroku, takich jak np. jazda samochodem, częstotliwość mrugnięć wzrasta do nawet ok. 15 mrugnięć na minutę. W przyszłych pracach, gdzie analiza wykrytych mrugnięć miałaby na celu przykładowo wykrycie senności pacjenta, aplikacja musiałaby brać również pod uwagę rodzaj wykonywanej przez pacjenta

czynności w danym momencie.

Na rysunku 7 przedstawiono wyniki detekcji mrugnięć wykorzystujące metodę fotoelektryczną. Badanie polegało na wykonaniu przez pacjenta serii mrugnięć, starając się utrzymać częstotliwość na poziomie jednego mrugnięcia na sekundę.



Rys. 7. Badanie 4 - test metody fotoelektrycznej

4. Podsumowanie

Układ opracowany w ramach pracy spełnia swoje zadanie i jest rejestratorem sygnałów biomedycznych o małych rozmiarach oraz dużej mobilności. Moduł jest w stanie inteligentnie sygnalizować mrugnięcie okiem pacjenta wykorzystując do pomiaru dwie różne i niezależne metody pomiarowe – metodę elektryczną oraz metodę fotoelektryczną. Układ zasilany jest przy użyciu baterii litowo-polimerowej, co umożliwia stosunkowo długi czas korzystania z modułu. Całość urządzenia została zaprojektowana z dużą precyzją mając na uwadze wszystkie zasady konstrukcji modułów bioelektrycznych. Wykorzystanie w ramach jednostki centralnej mikrokontrolera wyposażonego w moduł transmisji WiFi umożliwia wygodną komunikację modułu z komputerem, co ułatwia korzystanie z układu w celach diagnostycznych. Należy wymienić, że układ jest uniwersalnym jednokanałowym rejestratorem sygnałów biomedycznych, umożliwiającym pomiar nie tylko sygnału EOG, ale również elektroencefalogramu (EEG) czy elektromiogramu (EMG). Wcielenie obwodu drukowanego w konstrukcję mechaniczną okularów powoduje, że korzystanie z modułu pomiarowego jest wygodne oraz nie przeszkadza pacjentowi w momencie wykonywania badania. W dalszych pracach w celu zwiększenia skuteczności działania algorytmu detekcji mrugnięć oka będzie opracowanie algorytmu o większej złożoności, biorącego pod uwagę poza tempem następowania zmian, również inne parametry sygnału takie jak np. długość czasu mrugnięcia okiem oraz wykorzystanie informacji otrzymanych z metody fotoelektrycznej.

Praca została sfinansowana przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju w ramach projektu nr DOB-BIO/7/13/05/2015 "WIMA - wirtualny maszt jako platforma dla sensorów obserwacyjnych na potrzeby Straży Granicznej".

LITERATURA

1. Augustyniak, P.: Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych. Wydawnictwo naukowe Akademii Górniczo-Hutniczej im. St. Staszica, Kraków, 2001.
2. Bieda, R., Jaskot, K., Łazarski, J.: Nystagmus detection system. *Advanced technologies in practical applications for national security*. Springer, 2018, s. 59-73.
3. Binias, B.: Prototyp interfejsu mózg-komputer wykorzystującego odczyty elektroencefalogramu, Niepublikowana praca magisterska, Gliwice, 2014.
4. Binias, B., Palus, H., Jaskot, K.: Real-time detection and filtering of eye movement and blink related artifacts in EEG. *20th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR)*, 2015, s. 903-908.
5. Binias, B., Palus, H., Jaskot, K.: Real-time detection and filtering of eye blink related artifacts for brain-computer interface applications. *4th International Conference on Man-Machine Interactions, ICMMI 2015*. Springer, Berlin, 2016, s. 281-290.
6. Dahlquist G., Bjorck, A.: *Metody numeryczne*, PWN, Warszawa, 1993.
7. Kim, P.: *Kalman Filter for Beginners with MATLAB Examples*, A-JIN Publishing Company, 2010.
8. Strumiłło, P., Materka A., Królak, A.: Systemy interakcji człowiek-komputer dla osób niepełnosprawnych. *Biuletyn Techniczno-Informacyjny Oddziału Łódzkiego Stowarzyszenia Elektryków Polskich*, Nr 1/2011 (52), s. 2-9.
9. Kircher, A., Uddman, M., Sandin, J.: *Vehicle control and drowsiness*. Swedish National Road and Transport Research Institute, Linköping, Szwecja , 2002.
10. Schleicher, R., Galley, N., Briest, S., Galley, L.: Blinks and saccades as indicators of fatigue in sleepiness warnings: looking tired?. *Ergonomics*, Tylor & Francis, 2008, s. 982-1010.
11. Szelenberger, W.: *Neurobiologia snu. Pneumonologia i Alergologia Polska* 2007, tom 75, supl. 1, s. 3–8.
12. Svensson, U.: *Blink behaviour based drowsiness detection - method development and validation*. Linköping, Szwecja, 2004.
13. Report of the International Dry Eye WorkShop (DEWS). *The Ocular Surface*, Volume 5, Issue 2, s. 73–74.