

## Metody przetwarzania sygnału EOG na użytek pomiaru stopnia zmęczenia osób

**Streszczenie.** Celem prac raportowanych w artykule było zbadanie możliwości wykorzystania uproszczonego rejestratora EOG do detekcji i parametryzacji mrugnięć. Wykryte i opisane współczynniki mrugnięcia mają posłużyć w późniejszych badaniach, jako cechy umożliwiające określenie stopnia zmęczenia osoby. Opracowane metody detekcji oraz algorytmy wyznaczania parametrów mrugnięć przetestowano dla 26 osób. Skuteczność detekcji mrugnięć wynosi 91%. Zaproponowany algorytm umożliwia automatyczne opisanie pojedynczego mrugnięcia z wykorzystaniem 6 wiarygodnych współczynników.

**Abstract.** The purpose of the work reported in this article was to investigate the possibility of using a simplified EOG recorder for the detection and parameterization of blinks. The detected and reported blinking coefficients are to be used in later studies as features to determine the degree of fatigue of a person. Developed detection methods and algorithms for determination blinking parameters, have been tested for 26 people. Blink detection is 91% effective. The proposed algorithm enables automatic single blink analysis using 6 reliable coefficients. **Investigations of the possibility of using a simplified EOG recorder for the detection and parameterization of blinks**

**Słowa kluczowe:** wykrywanie zmęczenia, identyfikacja mrugnięć, EOG, selekcja cech.

**Keywords:** fatigue detection, blink detection, EOG, feature selection.

### Wstęp

Zmęczenie osób w trakcie wykonywania pracy jest przyczyną wielu wypadków. Dotyczy to szczególnie profesji takich jak: kierowcy, kontrolerzy, maszyniści, piloci [1]. Szacuje się, że zmęczenie kierowców jest przyczyną nawet 20% wypadków drogowych [2]. Samo pojęcie zmęczenia nie jest łatwe do zdefiniowania. Potocznie, pod pojęciem zmęczenia rozumie się zarówno zmęczenie fizyczne, zmęczenie psychiczne, znużenie, znużenie, obniżenie uwagi, dekoncentrację i senność [3]. Bardzo często, zjawiska te są ze sobą powiązane, trudno i rozdzielić i jednoznacznie określić stan obserwowanej osoby [4]. Oczywiście istnieją powszechne sposoby niwelacji wpływu zmęczenia na bezpieczeństwo pracy, głównie są to ograniczenie i kontrola czasu pracy [5]. Jednakże ciągle poszukuje się nowych metod rozpoznawania stanu zmęczenia, w celu wymuszenia stosownej reakcji osoby obserwowanej.

Jednym z podejść jest ciągłe monitorowanie zachowania osoby w celu ekstrakcji specyficznych objawów zmęczenia [6]. Powyższy problem jest rozważany w wielu publikacjach. Najczęściej do tego celu wykorzystuje się obraz z kamery, monitorując zachowania takie jak np. ziewanie, przecieranie oczu, częstość mrugnięć, zamknięcie oczu [7]. W publikacjach relacjonowane są próby wykorzystania do realizacji tego celu wielu różnych sygnałów fizjologicznych takich jak: EOG, EKG, EEG, GSR, puls i częstość oddechu [6]. W pojazdach wykorzystuje się, przede wszystkim, monitorowanie zachowania kierowcy w trakcie wykonywania manewrów kierownicą [7]. Wydaje się, że stosunkowo wygodne jest użycie jako wskaźnika zmęczenia sygnału EOG [8]. Bowiem w sygnałach EOG można stosunkowo łatwo wykrywać mrugnięcia. Jak wskazują studia literaturowe, współczynniki charakteryzujące mruganie są dobrą miarą oceny zmęczenia osoby badanej [9].

Dotychczasowe badania sygnału EOG wskazują, że cechy takie jak: częstość mrugania, amplituda mrugnięć oraz czas ich trwania, są dobrymi miarami opisującymi zmęczenie. Jednak większość eksperymentów wykonywana jest z wykorzystaniem profesjonalnego rejestratora z kilkoma specjalistycznymi elektrodami, wymagającymi użycia żelu. Choć dzięki takiemu podejściu otrzymuje się dobre rezultaty, to w praktyce nie jest to rozwiązanie ergonomiczne, a koszty jego są bardzo wysokie [10].

Reasumując, istnieje zapotrzebowanie na opracowanie w miarę prostych i tanich narzędzi pozwalających ocenić zmęczenie osoby [11]. Autorzy podjęli się tego zadania. Wybrali prostą metodę rejestracji oraz opracowali autorski algorytm przetwarzania i analizy sygnału, do automatycznej detekcji mrugnięć i opisanie ich właściwości, w kontekście zmęczenia, za pomocą wiarygodnych współczynników.

### Materiał badawczy

Do rejestracji sygnału EOG wykorzystano prosty rejestrator firmy MindWave [12]. Zawiera on tylko dwie suche elektrody. Rejestratory z elektrodami suchymi mają szanse powszechnego stosowania, bowiem nie wymagają długiego czasu przygotowania do akwizycji i zapewniają względny komfort użytkownika. Jedna elektroda rejestratora MindWave (klips przypięty do ucha) stanowi punkt odniesienia, a druga (FP1 dla standardu 10-20) umożliwia rejestrację elektrycznej aktywności z czoła. Rejestrator umożliwia zapis sygnału EOG z częstotliwością próbkowania 512Hz. Niestety, prostota jego działania okupiona jest niską jakością zarejestrowanych sygnałów.

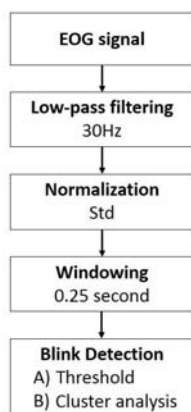
Przeprowadzony przez autorów eksperyment nie miał służyć walidacji algorytmu wykrywania zmęczenia, a jedynie wspomóc opracowanie efektywnej metody przetwarzania sygnału EOG w celu wykrycia i parametryzacji mrugnięć. Sygnały EOG zarejestrowano dla 26 użytkowników (13 kobiet i 13 mężczyzn) w wieku 22-30 lat. Z powodu mocnego makijażu nie udało się zarejestrować poprawnie sygnałów dla jednej z osób. W czasie akwizycji osoby siedziały wygodnie na krześle i oglądały losowo prezentowane obrazy na ekranie 27-calowego monitora. Prezentowane obrazy miały różną treść i jasność. Osoby nie zostały poinformowane ani o celu ani o istocie eksperymentu. To zapewniło, że użytkownik świadomie nie wstrzymywał lub nie wywoływał mrugania i dało naturalny sposób rejestracji sygnału EOG. Akwizycja trwała 6 minut. Po akwizycji, wszystkie osoby zadeklarowały, że czują się komfortowo i nie odczuwały zmęczenia psychofizycznego.

### Metoda badawcza

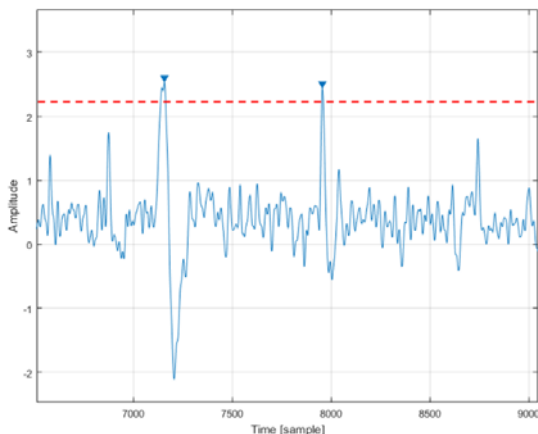
Największym wyzwaniem dla opracowanego algorytmu przetwarzania była duża różnorodność zarejestrowanych sygnałów EOG. Na tę różnorodność wpływ mają m.in.: miejsce położenia elektrody, stan kontaktu skóra-elektroda oraz cechy osobnicze użytkownika. Należało opracować algorytm działający w trybie on-line, umożliwiający detekcję

mrugnięć dla różnych użytkowników i wielokrotnych rejestracji. Choć sygnały EOG mierzone są w mV, to dla pojedynczego, krótkiego okna czasowego i złego kontaktu skóra-elektroda pojawia się problem z detekcją mrugnięcia w tym sygnale, nawet przez doświadczonego eksperta. Sygnały EOG, zawierają bowiem, nie tylko zapisy związane z mruganiem. Występują w nich również wysokie amplitudy powodowane naturalnymi ruchami gałek ocznych (sakady). Szczególnie mylące mogą być szybkie ruchy gałek ocznych góra-dół.

Schemat blokowy algorytmu do detekcji mrugnięcia zaprezentowano na Rys. 1. Pierwszy etap algorytmu, to zminimalizowanie wpływu, na jakość sygnału EOG, czynników zakłócających oraz stanu kontaktu skóra-elektroda. W tym celu zastosowano filtrację dolnoprzepustową 0-30Hz (*Low-pass filtering*), której podstawowym celem była eliminacja sygnału sieci elektroenergetycznej 50Hz i artefaktów o wysokich częstotliwościach. W następnym kroku sygnał EOG unormowano względem odchylenia standardowego, zarejestrowanego w ciągu pierwszych 30 sekund (*Normalization*). W kolejnym kroku sygnał podzielono na okna o szerokości  $\frac{1}{4}$  sekundy, przesuwane co  $\frac{1}{32}$  sekundy (*Windowing*). Dla każdego okna dokonano detekcji mrugania (*Blink detection*). Detekcji dokonano na dwa sposoby. W pierwszym (przypadek A), wykorzystano metodę progowania, zaś w drugim (przypadek B) - metodę klasteryzacji EM. Jeśli stwierdzono, że w analizowanym oknie znajduje się efekt mrugnięcia, sygnał poddano dalszemu procesowi przetwarzania - wyznaczenie parametrów mrugnięcia.



Rys.1. Sposób przetwarzania sygnału EOG na użytek detekcji mrugania



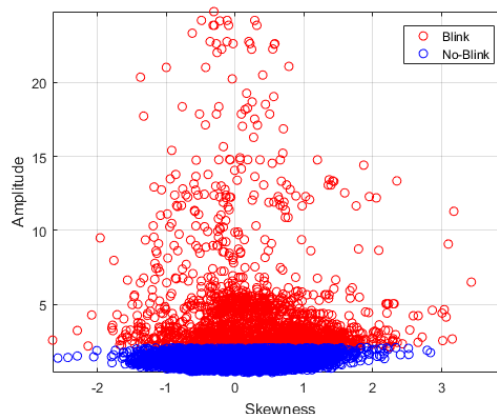
Rys.2. Fragment sygnału EOG zawierający dwa mrugnięcia i kilka sakad pionowych i poziomych. Zaznaczono poziom odcięcia dla algorytmu progowania.

### Detekcja mrugnięć z wykorzystaniem progowania

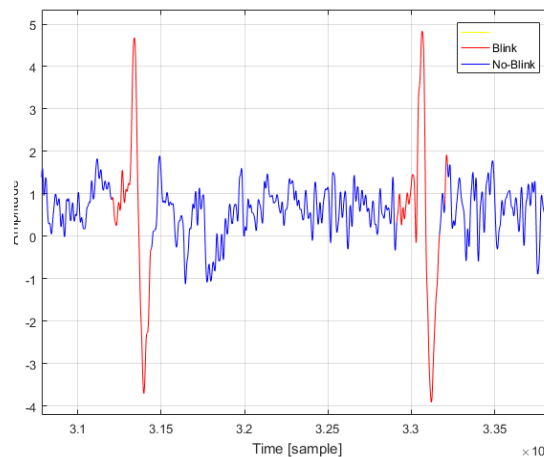
Jeśli, w rozważanym oknie, wartość maksymalna zarejestrowanego sygnału była wyższa od założonego poziomu progowania, sygnał klasyfikowano jako mrugnięcie. Wartość progów, dobrano na podstawie analizy wizualnej, na wartość 2.1 jednostek. Przykładowy fragment rzeczywistego sygnału EOG, wraz z wartością progów odcięcia, zamieszczono na rys. 2. Jak można zaobserwować, wykryte zostały dwa mrugnięcia. W procesie detekcji, nie zostały uwzględnione sygnały o mniejszej amplitudzie, pochodzące od aktywności fizjologicznej związanej z ruchami gałek ocznych.

### Detekcja mrugnięć z wykorzystaniem klasteryzacji

Do detekcji mrugnięć autorzy wykorzystali również bardziej złożony algorytm – klasteryzację (automatyczne grupowanie obserwacji). Podobny algorytm, do detekcji mrugnięć w sygnale EEG, autorzy z powodzeniem wykorzystali w swojej poprzedniej pracy [13]. W zaproponowanym algorytmie wykorzystano dwa parametry sygnału jako cechy: amplitudę (A) oraz skośność (S). Rozkład cech na płaszczyźnie A/S, dla pojedynczego użytkownika i wszystkich okien czasowych sygnału EOG, zaprezentowano na rys. 3. Do klasteryzacji wykorzystano algorytm grupowania typu Expectation Minimalization (EM) [14]. Warto zaobserwować, że algorytm EM automatycznie podzielił okna na dwie wyraźne grupy: zawierające mrugnięcia i nie zawierające mrugnięć. Jak się okazało, linia podziału dla wartości A jest bardzo zbliżona do wartości ustalonego wcześniej poziomu progowania, 2.1 jednostek.



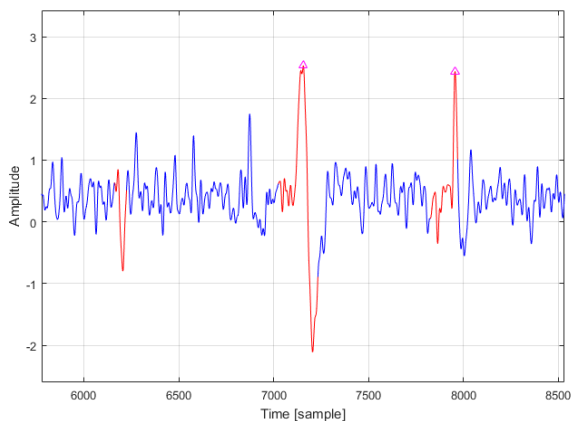
Rys.3. Cechy obliczone dla wszystkich okien sygnału EOG zarejestrowanego dla jednego z użytkowników



Rys.4. Fragment sygnału EOG zawierający mrugnięcia (algorytm EM)

Fragment sygnału EOG z zaznaczonymi dwoma fragmentami zawierającymi mrugnięcia (kolor czerwony) zaprezentowano na rysunku 4.

Niestety, żaden z zaproponowanych algorytmów selekcji z osobna, nie działał idealnie. W obu przypadkach (progowanie oraz grupowanie) zdarzały się błędy niepoprawnej detekcji, spowodowane głównie słabą jakością sygnału (zakłócenia, artefakty). Dlatego autorzy zmodyfikowali metodę detekcji, stosując oba algorytmy równocześnie. Za efekt mrugnięcia uznawano fragment sygnału, który zakwalifikowany został z użyciem obydwu metod (Rys. 5).

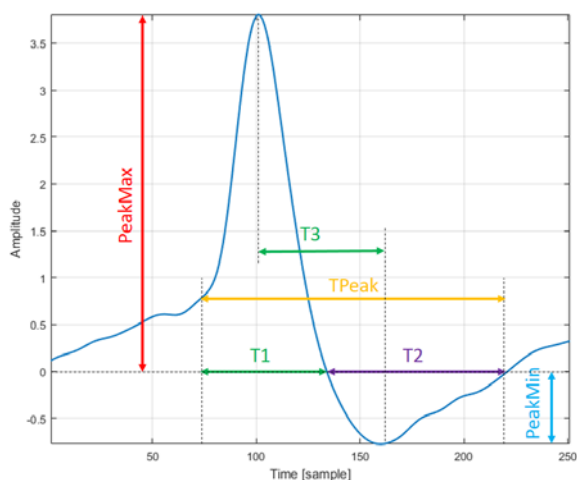


Rys.5. Fragment sygnału EOG przedstawiający dwa mrugnięcia (oznaczone trójkątem) wykryte za pomocą obydwu algorytmów (progowanie + klasteryzacja EM)

### Wyznaczenie cech mrugnięcia

Dla każdego mrugnięcia, wykrytego w oknie, wyznaczono parametry mogące mieć wpływ na określenie stanu zmęczenia [15],[16],[17],[18]. Na rysunku 5 zaprezentowano te parametry:

- PeakMax - amplituda zamknięcia oczu (*Amplitude*),
- PeakMin - amplituda otwarcia oczu,
- T1 - czas zamknięcia oka, (*Blink Duration*),
- T2 - czas otwarcia oka,
- TPeak - łączny czas mrugnięcia (T1+T2),
- T3 - czas zamknięcia oka.



Rys.6. Cechy wyznaczane dla każdego mrugnięcia

Zaproponowane wskaźniki, choć wydają się być proste do określenia dla idealnego przebiegu mrugnięcia, w praktyce są trudne do wyznaczenia dla pojedynczego mrugnięcia.

Poniżej opisano sposób ich wyznaczania. Wektor zawierający próbki sygnału EOG oznaczono jako  $V=[v_1,$

$v_2, \dots, v_N]$ . Na wstępie od każdego elementu wektora odjęto wartość średnią wszystkich próbek w oknie, oznaczoną jako  $v_m$ . Otrzymano nowy wektor  $V_M$ . Aby wyznaczyć wartości PeakMax oraz PeakMin znaleziono odpowiednio: wartość maksymalną oraz minimalną w wektorze  $V_M$ . Następnie odczytano numery próbek odpowiadające położeniu PeakMax oraz PeakMin i obliczono odległość między nimi (liczba próbek) znajdując w ten sposób parametr T3. Aby obliczyć parametr (odległość) T1, uwzględniono położenie minimum lokalnego, tuż przed chwilą wystąpienia PeakMax oraz położenie najbliższej próbki określającej przejście przez zero w wektorze  $V_M$ . W celu obliczenia parametru T2, uwzględniono dwa kolejne przejścia przez zero w wektorze  $V_M$ . Parametr TPeak jest sumą wartości T1 i T2.

### Wyniki

W tabeli 1 zaprezentowano wyniki skuteczności rozpoznawania mrugnięć w zarejestrowanych sygnałach EOG dla wszystkich użytkowników, z wykorzystaniem połączenia metod progowania i klasteryzacji. Zawierają one wskaźniki takie jak:

- PP – wskaźnik wykrycia zespołów EOG zaznaczonych przez algorytm jako efekt mrugania oczami i rozpoznanych jako taki efekt przez eksperta.
- FN - wskaźnik wykrycia zespołów nie zaznaczonych przez algorytm jako efekt mrugania oczami, a rozpoznanych jako efekt mrugnięcia przez eksperta.
- FP - wskaźnik wykrycia zespołów zaznaczonych przez algorytm jako efekt mrugania oczami a nie zakwalifikowanych tak przez eksperta.

Otrzymane rezultaty są zadowalające. Okazuje się, że wszystkie fragmenty sygnału zaznaczone przez eksperta, jako efekty mrugania oczami, zostały rozpoznane w 91%. Ponadto, zaletą opracowanego algorytmu jest zerowa liczba artefaktów, pochodzących od innych czynników, a oznaczonych przez algorytm jako efekt mrugania. Algorytm nie wykrył ok. 9% fragmentów EOG wskazanych przez eksperta jako potencjalne mrugnięcia. Należy zaznaczyć, że ekspert w wielu przypadkach miał wątpliwości co do określenia, czy na pewno fragment sygnału EOG zawiera efekt mrugania okiem czy ruchu gałką oczną.

Tabela 1. Wyniki rozpoznania mrugnięć dla poszczególnych użytkowników

Lp.	Użytkownik	PP	FN	FP
1	S01	0.5	0.5	0
2	S02	1	0	0
4	S03	0.3	0.7	0
5	S04	0.9	0.1	0
6	S05	1	0	0
7	S06	1	0	0
8	S07	0.9	0.1	0
9	S08	1	0	0
10	S09	1	0	0
11	S10	1	0	0
12	S10	0.9	0.1	0
13	S12	1	0	0
14	S13	0.8	0.2	0
15	S14	1	0	0
16	S15	0.8	0.2	0
17	S16	1	0	0
18	S17	1	0	0
19	S18	0.90	0.1	0
20	S19	1	0	0
21	S20	1	0	0
22	S21	1	0	0
23	S22	0.9	0.1	0
24	S23	0.9	0.1	0
25	S24	1	0	0
26	S25	1	0	0
<b>Srednia</b>		<b>0.91</b>	<b>0.09</b>	<b>0</b>

Otrzymane rezultaty są zadowalające. Okazuje się, że wszystkie fragmenty sygnału zaznaczone przez eksperta, jako efekty mrugania oczami, zostały rozpoznane w 91%. Ponadto, zaletą opracowanego algorytmu jest zerowa liczba artefaktów, pochodzących od innych czynników, a oznaczonych przez algorytm jako efekt mrugania. Algorytm nie wykrył ok. 9% fragmentów EOG wskazanych przez eksperta jako potencjalne mrugnięcia. Należy zaznaczyć, że ekspert w wielu przypadkach miał wątpliwości co do określenia, czy na pewno fragment sygnału EOG zawiera efekt mrugania okiem czy ruchu gałką oczną.

Detekcja jest tylko pierwszym elementem opracowanego systemu. System, do klasyfikacji stanu zmęczenia użytkownika, musi na bieżąco monitorować parametry mrugnięć. Aby możliwe było, należy poprawnie wyznaczyć parametry pierwotne PeakMax, PeakMin, T1, T2, TPeak, T3. Wyniki przedstawione w Tabeli 2 wskazują, że średnio dla 31.2% mrugnięć nie jesteśmy w stanie określić jednego z parametrów PeakMax, PeakMin, T1, T2 lub TPeak. Zaobserwować można również dużą zmienność zaproponowanych parametrów dla poszczególnych użytkowników.

Tabela 2. Liczba niepoprawnie wyznaczonych parametrów z pojedynczego mrugnięcia oraz średnie parametry pojedynczych mrugnięć

Użytkownik	IN	PeakMax	PeakMin	T1	T2	T3	TPeak
	%	-	-	[ms]	[ms]	[ms]	[ms]
S01	47	3.12	-2.31	119.5	111.1	125.3	230.5
S02	24	2.68	-2.09	120.6	116.2	113.6	236.8
S03	43	3.37	-2.17	102.9	109.0	114.5	212.0
S04	33	2.70	-1.95	98.6	92.5	111.1	191.1
S05	19	4.23	-2.72	100.1	113.8	85.4	213.9
S06	21	3.21	-2.30	111.9	108.2	109.0	220.1
S07	50	3.29	-2.31	98.6	96.3	120.7	194.8
S08	40	3.19	-2.56	113.6	119.2	117.4	232.8
S09	32	3.32	-2.34	113.9	104.7	116.6	218.7
S10	27	3.77	-2.47	107.5	124.6	126.2	232.1
S10	22	3.64	-2.25	92.8	113.7	91.9	206.5
S12	20	3.42	-2.48	105.8	103.8	107.4	209.6
S13	38	2.99	-2.13	97.1	88.6	104.8	185.7
S14	25	3.81	-2.86	102.9	112.8	109.0	215.8
S15	35	3.72	-2.31	93.5	111.2	111.3	204.7
S16	51	2.34	-2.02	114.9	106.4	144.1	221.3
S17	13	3.98	-2.61	93.0	105.9	92.7	198.9
S18	29	3.06	-2.15	113.1	114.0	122.6	227.1
S19	18	3.60	-2.40	98.2	109.7	93.8	207.8
S20	43	3.17	-2.24	94.4	105.4	107.9	199.8
S21	20	3.76	-2.47	93.3	102.8	92.5	196.1
S22	28	3.71	-2.26	93.7	105.2	107.2	198.9
S23	32	3.45	-1.99	121.9	118.3	136.5	240.2
S24	43	3.08	-2.31	122.7	132.0	105.4	254.7
S25	28	3.39	-2.55	112.2	110.6	109.3	222.8
Średnia	31.2	3.36	-2.33	105.5	109.5	111.1	214.9

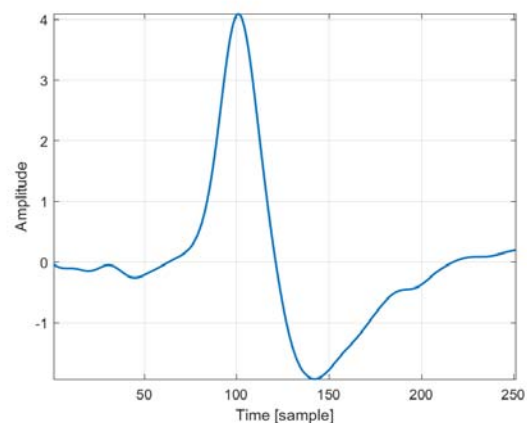
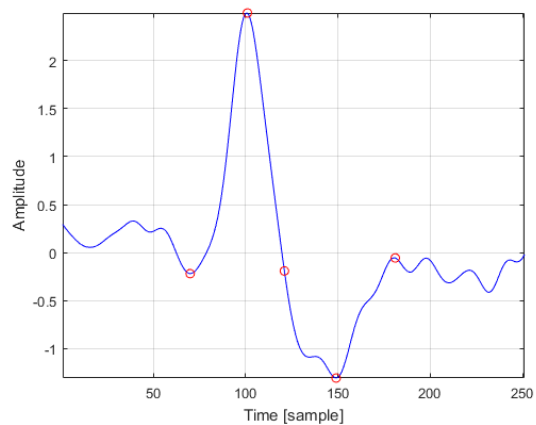
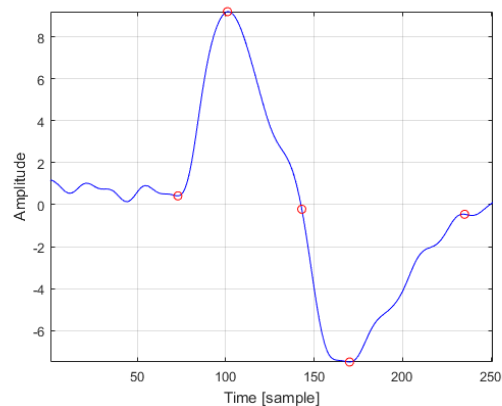
## Dyskusja

Należy zaznaczyć, że badane sygnały EOG zarejestrowano z wykorzystaniem prostego rejestratora, zawierającego tylko dwie suche elektrody. Mimo to, wyniki uzyskane dla 26 użytkowników, są wiarygodną miarą praktycznego działania algorytmu.

Należy wspomnieć, że autorzy w pierwszej wersji algorytmu, próbowali zastosować filtr dolnoprzepustowy o częstotliwości odcięcia 10Hz ograniczając, w ten sposób użyteczne pasmo sygnału EOG. Okazało się, że taki filtr, znacząco pogarsza trafność detekcji mrugnięć i jednocześnie wręcz uniemożliwia skuteczne wyznaczenie parametrów pojedynczego mrugnięcia - o ok. 21%.

Na rysunku 7 zaprezentowano przebieg sygnału EOG, zawierający dwa pojedyncze mrugnięcia jednego z

użytkowników (7a, 7b) oraz uśredniony sygnał wszystkich mrugnięć tego użytkownika (7c). Zaznaczono też punkty charakterystyczne, wyznaczone przez opracowany algorytm. Zaobserwować można znaczną różnorodność pojedynczych mrugnięć nawet dla tego samego użytkownika.

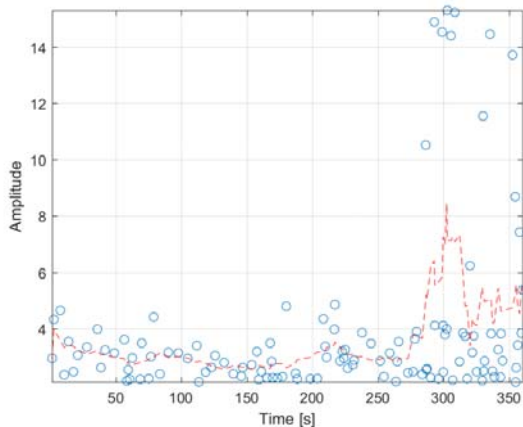


Rys.7 Pojedyncze mrugnięcia oraz „uśrednione” mrugnięcie dla wybranego użytkownika

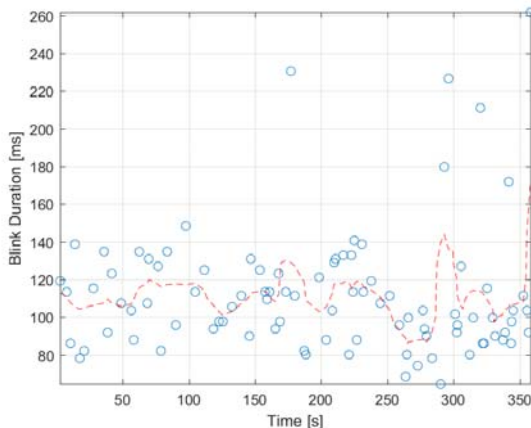
Najczęściej, jako cechy sygnału EOG związane, ze zmęczeniem, wskazuje się częstość mrugania (Blink frequency) oraz czas mrugnięcia (Blinking duration) [19]. Większość osób w normalnych warunkach mruga z częstością około 15 razy na minutę [19]. Zaś typowe czasy trwania mrugnięcia mieszczą się w granicach 100-150ms ale mogą sięgać aż 400ms [19]. Częstość mrugania zależy w dużej mierze od wykonywanych czynności [20]. Jednak, obserwuje się wyraźny wzrost częstości mrugnięć wraz ze wzrostem stopnia zmęczenia. W danych zarejestrowanych



podczas eksperymentu, średnia częstość mrugania obliczona dla wszystkich osób, wyniosła 28.9 razy na minutę. Najrzadziej mrugał użytkownik S03 z częstością ok. 8 razy na minutę a najczęściej użytkownik S12 z częstością ok. 46 razy na minutę. Średni czas mrugnięcia T1 wyniósł 105.5ms. Wyniki potwierdziły, że badane osoby nie były ani zmęczone, ani senne.



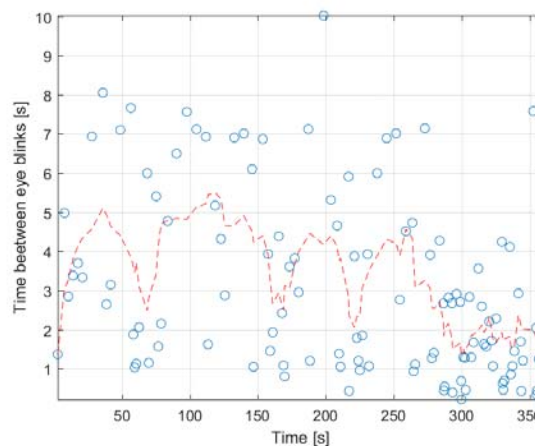
Rys.8 Amplituda pojedynczych mrugnięć dla użytkownika S09, oraz uśrednione wartości za 10 mrugnięć.



Rys.9 Zmiany czasu trwania mrugnięcia dla wybranego użytkownika S09 oraz uśrednione wartości za 10 mrugnięć.

Na kolejnych rysunkach zamieszczono wykresy zmian parametrów mrugnięć oraz ich wartości uśrednione za 10 mrugnięć, wyznaczone dla konkretnego użytkownika (S09). Zmiany amplitudy (*Amplitude*) sygnału EOG dla kolejnych mrugnięć zaprezentowano na rysunku 8. Zmiany czasu trwania mrugnięcia (*Blink Duration*) zaprezentowano na

rysunku 9. Zmiany odstępów czasu pomiędzy kolejnymi mrugnięciami (*Time between Blinks*) zobrazowano na rysunku 10.



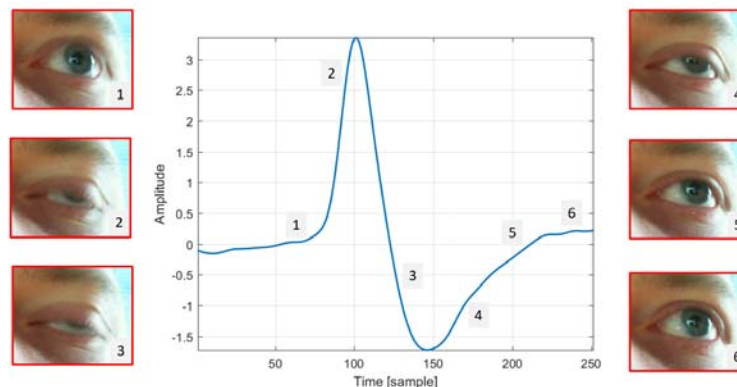
Rys.10 Odstępów czasu pomiędzy poszczególnymi mrugnięciami dla użytkownika S09 oraz uśrednione wyniki za 10 mrugnięć.

Zaprezentowane wyniki wskazują na dużą zmienność parametrów poszczególnych mrugnięć. Dlatego sensownym wydaje się być uśrednienie pewnej liczby mrugnięć, co pozwala na skuteczne wyznaczenie wiarygodnych parametrów.

Do detekcji mrugnięć można również wykorzystać obraz zarejestrowany z wykorzystaniem kamery [21]. Jest to rozwiązanie tanie, jednak nie pozwala na dokładny opis mrugnięcia za pomocą wymaganych parametrów, tak jak z wykorzystaniem sygnału EOG. Na przykład „amplitudy” mrugnięcia nie jesteśmy w stanie wyznaczyć z wykorzystaniem kamery, a może być użyteczna w ocenie zmęczenia [22]. Ponadto, aby wyznaczyć czas mrugnięcia, z dokładnością do pojedynczych milisekund, tak jak w przypadku sygnału EOG (1.95ms), musielibyśmy dysponować kamerą, umożliwiającą rejestrację z szybkością co najmniej 512 FPS. Takie kamery są w chwili obecnej znacznie droższe od rejestratora EOG. Zestawienie szybkości rejestracji oraz dokładności pomiaru czasu mrugnięcia popularnych kamer przedstawiono w tabeli 3.

Tabela 3. Zestawienie parametrów typowych kamer oraz rejestratora EOG

Kamery					EOG
30 FPS	60 FPS	120 FPS	240 FPS	1000 FPS	512 HZ
±33.33ms	±16.66ms	±8.33ms	±4.16ms	±1ms	±1.95ms



Rys.11. Wynik zarejestrowanych kolejnych klatek obrazu 1-6 30FPS oraz wynik zarejestrowanego sygnału EOG

Aby porównać możliwości kamery rejestrującej obraz z szybkością 30FPS oraz rejestratora EOG 512HZ przeprowadzono dodatkowe doświadczenia. Dla kilku użytkowników, zarejestrowano zarówno obraz jak i sygnał EOG. Obrazy kolejnych klatek filmu (1-6) oraz przebieg zarejestrowanego sygnału EOG zamieszczono na rysunku 11.

Wyniki doświadczenia wskazują, że dla rejestracji kamerą 30FPS, nie jesteśmy w stanie wyznaczyć dokładnie czasu zamykania, jak również czasu otwarcia oka w przeciwieństwie do sygnału EOG. Spowodowane jest to 17.35 razy większą częstotliwością próbkowania sygnału dla rejestratora EOG.

### Podsumowanie

Choć opisane badania są dopiero pierwszym etapem działania algorytmu detekcji zmęczenia, to pokazują jakie wady i zalety ma zastosowanie rejestratora EOG w praktyce. Prosty rejestrator, z suchymi elektrodami, jest w praktyce jedynym możliwym narzędziem do wyznaczania cech opisujących mrugnięcia. Opracowane algorytmy przetwarzania sygnału EOG umożliwiają detekcję mrugnięcia z 91% skutecznością. Pomimo niskiej jakości sygnałów, możliwe jest precyzyjne określenie parametrów pojedynczego mrugnięcia aż w 68%. Tak opracowany algorytm detekcji i analizy mrugnięć daje dużą nadzieję na zaprojektowanie skutecznego narzędzia do określania stopnia zmęczenia osób.

*Opracowano na podstawie wyników IV etapu programu wieloletniego „Poprawa bezpieczeństwa i warunków pracy”, finansowanego w latach 2017-2019 w zakresie badań naukowych i prac rozwojowych przez Ministerstwo Nauki i Szkolnictwa Wyższego/Narodowe Centrum Badań i Rozwoju.*

**Autorzy:** prof. dr hab. inż. Remigiusz J. Rak, e-mail: remigiusz.rak@ee.pw.edu.pl; prof. nzw. dr hab. inż. Dariusz Sawicki, e-mail: dariusz.sawicki@ee.pw.edu.pl; dr inż., . Andrzej Majkowski, e-mail: andrzej.majkowski@ee.pw.edu.pl; dr inż. . Marcin Kołodziej, e-mail: marcin.kolodziej@ee.pw.edu.pl; mgr inż. Paweł Tarnowski, e-mail: tarnowsp@iem.pw.edu.pl Politechnika Warszawska, Instytut Elektrotechniki Teoretycznej i Systemów Informacyjno-Pomiarowych, ul. Koszykowa 75, 00-661 Warszawa

### LITERATURA

- [1] Anund A., Fors C., Ahlstrom C., The severity of driver fatigue in terms of line crossing: a pilot study comparing day- and night time driving in simulator, *Eur. Transp. Res. Rev.*, 9 (2017), nr 2, 31.
- [2] Jamroz K., Smolarek L., Driver Fatigue and Road Safety on Poland's National Roads, *Int. J. Occup. Saf. Ergon.*, 19 (2013), nr 2, 297–309.
- [3] Duffy J. F., Zitting K.-M., Czeisler C. A., The Case for Addressing Operator Fatigue, *Rev. Hum. Factors Ergon.*, 10 (2015), nr 1, 29–78.
- [4] Philip P., Sagaspe P., Taillard J., Valtat C., Moore N., Åkerstedt T., Charles A., Bioulac B., Fatigue, Sleepiness, and Performance in Simulated Versus Real Driving Conditions, *Sleep*, 28 (2005), nr 12, 1511–1516.

- [5] Kalleberg A. L., Nonstandard Employment Relations: Part-time, Temporary and Contract Work, *Annu. Rev. Sociol.*, 26 (2000), nr 1, 341–365.
- [6] Lal S. K. L., Craig A., A critical review of the psychophysiology of driver fatigue, *Biol. Psychol.*, 55 (2001), nr 3, 173–194.
- [7] Liu W., Sun H., Shen W., Driver fatigue detection through pupil detection and yawing analysis, *2010 Int. Conf. Bioinforma. Biomed. Technol.*, 2010, 404–407.
- [8] Lal S. K. L., Craig A., Boord P., Kirkup L., Nguyen H., Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure, *J. Safety Res.*, 34 (2003), nr 3, 321–328.
- [9] Hu S., Zheng G., Driver drowsiness detection with eyelid related parameters by Support Vector Machine, *Expert Syst. Appl.*, 36 (2009), nr 4, 7651–7658.
- [10] Looney D., Kidmose P., Park C., Ungstrup M., Rank M. L., Rosenkranz K., Mandic D. P., The In-the-Ear Recording Concept: User-Centered and Wearable Brain Monitoring, *IEEE Pulse*, 3 (2012), nr 6, 32–42.
- [11] Brandt T., Stemmer R., Rakotonirainy A., Affordable visual driver monitoring system for fatigue and monotony, *2004 IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern. IEEE Cat No04CH37583*, 2004, 6451–6456 vol.7.
- [12] Giovanni, Suprihadi T., Karyono K., DROWTION: Driver drowsiness detection software using MINDWAVE, *2014 Int. Conf. Ind. Autom. Inf. Commun. Technol.*, 2014, 141–144.
- [13] Kołodziej M., Majkowski A., Rak R.J., Zastosowanie klasteryzacji do automatycznej detekcji artefaktów mrugania oczami w sygnale EEG, *Przegląd Elektrotechniczny*, 90 (2014), nr 8, 175
- [14] Fessler J. A., Hero A. O., Space-alternating generalized expectation-maximization algorithm, *IEEE Trans. Signal Process.*, 42 (1994), nr 10, 2664–2677.
- [15] Haq Z. A., Hasan Z., Eye-blink rate detection for fatigue determination, *2016 1st India Int. Conf. Inf. Process. IICIP*, 2016, 1–5.
- [16] Khunpisuth O., Chotchinasri T., Koschakosai V., Hnoohom N., Driver Drowsiness Detection Using Eye-Closeness Detection, *2016 12th Int. Conf. Signal-Image Technol. Internet-Based Syst. SITIS*, 2016, 661–668.
- [17] Zhang F., Su J., Geng L., Xiao Z., Driver Fatigue Detection Based on Eye State Recognition, *2017 Int. Conf. Mach. Vis. Inf. Technol. CMVIT*, 2017, 105–110.
- [18] Anjali K. U., Thampi A. K., Vijayaraman A., Francis M. F., James N. J., Rajan B. K., Real-time nonintrusive monitoring and detection of eye blinking in view of accident prevention due to drowsiness, *2016 Int. Conf. Circuit Power Comput. Technol. ICCPCT*, 2016, 1–6.
- [19] Bristow D., Haynes J.-D., Sylvester R., Frith C. D., Rees G., Blinking Suppresses the Neural Response to Unchanging Retinal Stimulation, *Curr. Biol.*, 15 (2005), nr 14, 1296–1300.
- [20] Nouredin B., Lawrence P. D., Birch G. E., Time-frequency Analysis of Eye Blinks and Saccades in EOG for EEG Artifact Removal, *2007 3rd Int. IEEEEMBS Conf. Neural Eng.*, 2007, 564–567.
- [21] Rezaee K., Alavi S. R., Madanian M., Ghezlbash M. R., Khavari H., Haddadnia J., Real-time intelligent alarm system of driver fatigue based on video sequences, *2013 First RS/ISM Int. Conf. Robot. Mechatron. ICRoM*, 2013, 378–383.
- [22] Picot A., Caplier A., Charbonnier S., Comparison between EOG and high frame rate camera for drowsiness detection, *2009 Workshop Appl. Comput. Vis. WACV*, 2009, 1–6.