

Jacek Chodak\*, Tomasz Kryjak\*

## **Metody kalibracji urządzeń do akwizycji sygnałów okoruchowych\*\*\***

### **1. Wprowadzenie**

Urządzenie do akwizycji sygnału okoruchowego (*eye-tracker*) można podzielić na dwa główne moduły funkcjonalne. Zadaniem pierwszego jest generowanie trajektorii ruchu oka, najczęściej w postaci współrzędnych środka ciężkości źrenicy lub środka elipsy opisującej źrenicę. Może ono odbywać się z wykorzystaniem różnych metod: wizyjnej, fotoelektrycznej, magnetycznej, lub za pomocą elektrookulogramu [1]. Wyjściem z modułu jest zbiór współrzędnych kolejnych położenia oka osoby badanej. Moduł kalibracyjny odpowiada za przeliczenie trajektorii oka na współrzędne rzeczywiste, przykładowo na ekranie monitora, co pozwala nanieść kolejne punkty skupienia wzroku na analizowany obraz lub film, albo stworzyć efektywny interfejs człowiek-komputer.

Kalibracja *eye-tracker*a jest w wielu przypadkach procesem dość uciążliwym, co ogranicza wykorzystanie tego typu urządzeń, szczególnie w interfejsach człowiek-komputer. Obecnie trwają intensywne prace nad systemami, niewymagającymi kalibracji. W pracy [13] zaproponowano system, w którym użyto kilku kamer i źródeł światła w celu estymacji kierunku wzroku. W artykule [11] Morimoto, Amir i Flickner zaproponowali system wolny od kalibracji, w którym użyto jednej kamery oraz dwóch lub więcej źródeł światła podczerwonego. Symulacyjnie wyznaczona dokładność urządzenia wynosiła około 3°. Inne rozwiązanie zaproponowane zostało w pracy [15]; w systemie tym użyto pięć oświetlaczy podczerwieni – cztery zamontowano w rogach monitora i jeden umieszczono blisko osi optycznej obiektywu – aby uzyskać efekt jasnej źrenicy. Dokładność tego systemu wynosiła

---

\* Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, chodak@novell.ftj.agh.edu.pl

\*\* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie, kryjak@agh.edu.pl

\*\*\* Praca była finansowana ze środków na naukę w latach 2009–2012 jako projekt badawczy nr NN518 426736 – pierwszy autor, a w przypadku drugiego autora ze środków AGH (umowa AGH nr 11.11.120.612)

około  $2^\circ$ . W rozwiązaniu zaproponowanym w artykule [7] wykorzystano kilka sensorów. Na podstawie danych z sensorów było możliwe określenie kierunku patrzenia z dokładnością około  $5^\circ$ . Podstawową zaletą wymienionych systemów jest brak konieczności wykonywania procedury kalibracyjnej, ale odbywa się to kosztem uzyskiwanej dokładności. Do czynników, które wpływają na błąd pomiaru, można zaliczyć [6]:

- różnice w kształcie i wielkości gałki ocznej pomiędzy osobami;
- sposób załamania się światła na powierzchni rogówki (z uwagi na fakt, że przestrzeń między rogówką a soczewką jest wypełniona płynem);
- różnicę między osią optyczną a wzrokową;
- umiejscowienie ekranu, na którym prezentowane są obrazy, filmy, strony www etc.;
- załamanie się światła na okularach użytkownika – należy wówczas uwzględnić fakt, że wielkość i umiejscowienie źrenicy różnią się od rzeczywistych.

W celu eliminacji wpływu wymienionych czynników na dokładność pomiaru, zarówno w zastosowaniach badawczo-rozwojowych, jak i komercyjnych, stosuje się kalibrację osobniczą.

Precyzyjna transformacja z układu współrzędnych związanego z urządzeniem rejestrującym ruch oka (np. kamerą) do układu związanego z ekranem monitora jest szczególnie ważna w systemach, w których stosuje się śledzenie wzroku jako metodę interakcji z komputerem. Dodatkowo, aby taki interfejs był efektywny, konieczne jest wyznaczenie położenia środka źrenicy i przeliczanie trajektorii w czasie rzeczywistym.

W artykule opisano i porównano wybrane metody kalibracji: przekształcenie liniowe, przekształcenie nieliniowe drugiego stopnia oraz przekształcenie liniowe wymagające tylko dwóch punktów kalibracyjnych. Dodatkowo do kalibracji wykorzystano jednokierunkowe sieci neuronowe: o liniowych i radialnych funkcjach bazowych (RBFNN – *Radial Based Functions Neural Networks*). Testy przeprowadzono na wizyjnym urządzeniu do śledzenia ruchu gałki ocznej, które działa na zasadzie efektu jasnej i ciemnej źrenicy oraz dostarcza sygnał okoruchowy z częstotliwością 50 Hz [9].

W rozdziale 2 scharakteryzowano wykorzystane metody kalibracji. Rozdział 3 zawiera opis metodologii przeprowadzonych testów. W rozdziale 4 podano i omówiono wyniki wykonanych eksperymentów.

## 2. Metody kalibracji

Typowa procedura kalibracji ma następujący przebieg: osoba badana skupia wzrok na punktach pojawiających się w różnych miejscach na ekranie. Podczas zatrzymania wzroku na punkcie zbierane są dane, które następnie pozwalają określić parametry transformacji pomiędzy współrzędnymi uzyskiwanymi z urządzenia a współrzędnymi na ekranie. Do porównania wybrano opisane poniżej metody kalibracji.

## 2.1. Proste przekształcenie liniowe

Proste przekształcenie liniowe [12] wymaga co najmniej 5 punktów kalibracyjnych. Transformacja między układem współrzędnych ekranu a kamery dana jest wzorem:

$$\begin{aligned}x_s &= a_0 + a_1x \\y_s &= b_0 + b_1y\end{aligned}\quad (1)$$

gdzie  $(x_s, y_s)$  są współrzędnymi punktu na ekranie,  $(x, y)$  współrzędnymi środka źrenicy na obrazie kamery. Współczynniki  $(a_0, a_1)$  oraz  $(b_0, b_1)$  są nieznane i można je wyznaczyć za pomocą metody najmniejszych kwadratów.

## 2.2. Przekształcenie liniowe – dwupunktowe

Zhu i Yang [16] zaproponowali przekształcenie liniowe, wymagające jedynie dwóch punktów kalibracyjnych:

$$\begin{aligned}x_s &= x_{s1} + \frac{x - x_1}{x_2 - x_1}(x_{s2} - x_{s1}) \\y_s &= y_{s1} + \frac{y - y_1}{y_2 - y_1}(y_{s2} - y_{s1})\end{aligned}\quad (2)$$

gdzie  $(x_s, y_s)$  są współrzędnymi punktu na ekranie,  $(x_{s1}, y_{s1})$  oraz  $(x_{s2}, y_{s2})$  są współrzędnymi ekranowymi punktów kalibracji,  $(x_1, y_1)$  oraz  $(x_2, y_2)$  odpowiadają współrzędnym środka źrenicy na obrazie kamery, które odpowiadają punktom kalibracji,  $(x, y)$  są aktualnie zarejestrowanymi współrzędnymi środka źrenicy.

## 2.3. Przekształcenie nieliniowe – wielomian drugiego stopnia

Przekształcenie nieliniowe w postaci wielomianu 2. stopnia jest podstawą procedur kalibracji wielu systemów i popularnym tematem badań [2, 3, 10, 12]. Może być wykorzystane dla 9 lub 25 punktów kalibracyjnych. Wielomian ten przyjmuje następującą postać:

$$\begin{aligned}x_s &= a_0 + a_1x + a_2y + a_3xy + a_4x^2 + a_5y^2 \\y_s &= b_0 + b_1y + b_2x + b_3xy + b_4x^2 + b_5y^2\end{aligned}\quad (3)$$

gdzie współczynniki  $(a_0 - a_5)$  oraz  $(b_0 - b_5)$  są nieznane i można je znaleźć za pomocą metody najmniejszych kwadratów.

## 2.4. Sieć neuronowa

Wykorzystanie sieci neuronowej do kalibracji systemu śledzenia ruchu gałki ocznej zostało opisane w artykule [5]. W niniejszej pracy zastosowano model pojedynczego neuronu opisanego równaniem [14]

$$a = f(\mathbf{W}\mathbf{p} + b) \quad (4)$$

gdzie:

- $\mathbf{p}$  – wektor wejściowy,
- $\mathbf{W}$  – wektor wag,  $b$  składnik stały (*bias*),
- $f$  – funkcja aktywacji.

Neuron może mieć różną funkcję aktywacji: liniową, sigmoidalną, logistyczną. Do implementacji kalibracji zastosowano sieć o liniowej funkcji aktywacji. Uczenie sieci odbywało się metodą wstecznej propagacji błędów (*backpropagation*).

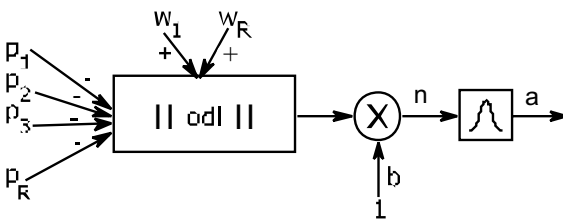
## 2.5. Sieć neuronowa RBFNN

Model pojedynczego neuronu sieci o radialnych funkcjach bazowych (RBFNN) zaprezentowano na rysunku 1a. Przez  $\mathbf{p}$  oznaczono wektor wejść,  $\mathbf{w}$  wektor wag, a  $b$  składnik stały (*bias*). Funkcja aktywacji neuronu opisana jest równaniem:

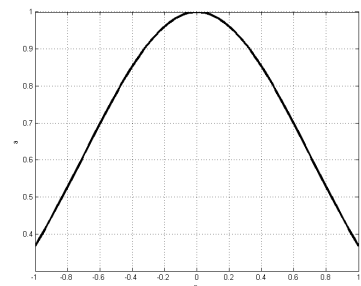
$$radbas(n) = e^{-n^2} \quad (5)$$

Postać funkcji aktywacji przedstawiono na rysunku 1b. Sieć RBFNN składa się z dwóch warstw: ukrytej z neuronami RBF oraz wyjściowej liniowej. Zaletami tego typu sieci jest krótki czas uczenia oraz potwierdzona przydatność w zagadnieniach interpolacyjnych [3]. Autorzy pracy [8] z powodzeniem wykorzystali sieci RBFNN do jednokrotnej (dla danego użytkownika procedura kalibracji wykonywana jest tylko raz) kalibracji systemu śledzącego ruch gałki ocznej.

a)



b)

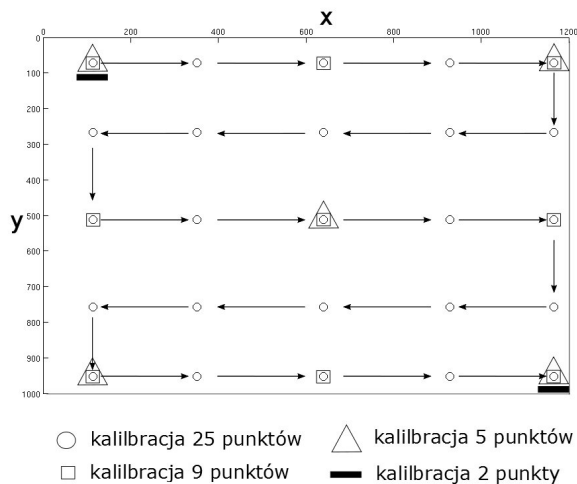


Rys. 1. Sieć RBFNN: a) model neuronu; b) funkcja aktywacji neuronu

Do implementacji i uczenia sieci zostało wykorzystane narzędzie Neural Network Toolbox z pakietu Matlab (wersja 2009b). Sieć przetestowano na 2, 5, 9 i 25 punktach kalibracyjnych.

### 3. Metodologia eksperymentu

Procedura kalibracji została przeprowadzona na zbiorze punktów, których liczba zależna była od metody. Rozmieszczenie oraz kolejność wyświetlania punktów zostały zaprezentowane na rysunku 2. Z uwagi na prędkość ruchu oka, która dla sakad wynosi 30–100 ms oraz czas reakcji na pojawienie się bodźca wynoszący 100–300 ms, ustalono czas wyświetlania pojedynczego punktu na 1500 ms. Dobór czasu wyświetlania punktu jest kompromisem pomiędzy czasochłonnością procedury kalibracji a łatwością interpretacji wyników. Dla dłuższego czasu udaje się uzyskać na mapie trajektorii oka (rys. 5) wyraźne maksima, które odpowiadają fiksacjom.

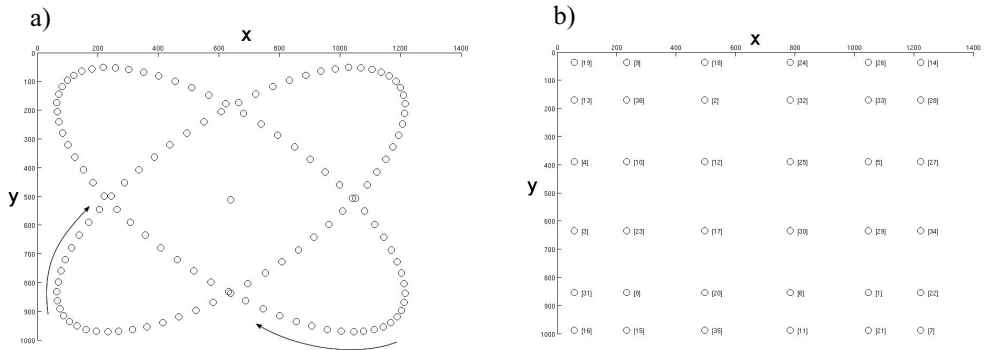


Rys. 2. Schemat planszy kalibracyjnej

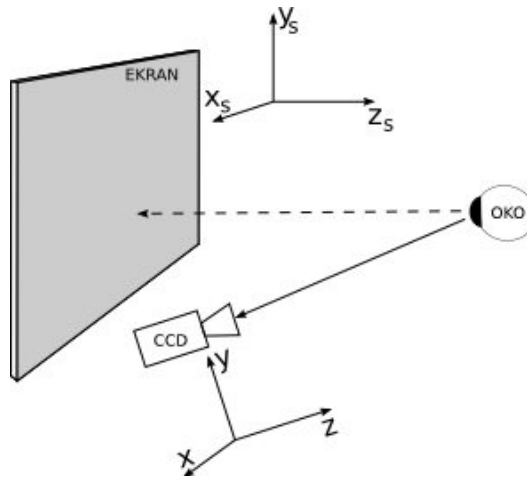
Po przeprowadzeniu kalibracji osoby badane zostały poddane dwóm testom. Pierwszy test polegał na wodzeniu wzrokiem za punktem, który poruszał się po dwóch trajektoriach eliptycznych (rys. 3a). Każda z trajektorii była prezentowana użytkownikowi jednokrotnie. W drugim teście użytkownik skupiał wzrok na punkcie, który pojawiał się w losowych miejscach ekranu. Miejsc losowych było 36, kolejność ich wyświetlania była identyczna dla każdego użytkownika (rys. 3b).

Schemat stanowiska badawczego przedstawiono na rysunku 4. Osie  $x_s$  i  $y_s$  są wspólne dla układu związanego z laboratorium i ekranem, oś  $z_s$  jest prostopadła do ekranu. Podczas badań głowa osoby, dla której przeprowadzano kalibrację, była unieruchomiona,

w związku z czym układ współrzędnych dla głowy i laboratorium był taki sam. Rejestracja ruchów gałki ocznej odbywała się dla jednego oka, za pomocą *eye-trackera* wykorzystującego efekt jasnej i ciemnej źrenicy, pracującego z częstotliwością 50 Hz, przy rozdzielczości obrazu  $720 \times 576$  pikseli [9]. Współrzędne środka źrenicy, odczytywane z urządzenia, są związane z układem współrzędnych kamery ( $x, y, z$ ), w związku z czym należy je transformować do układu związanego z ekranem ( $x_s, y_s, z_s$ ). Dla wszystkich obrazów oka środek źrenicy został wyznaczony tym samym algorytmem.



**Rys. 3.** Schemat plansz testowych: a) trajektoria eliptyczna; b) punkty skupienia (wyświetlane w losowej kolejności)



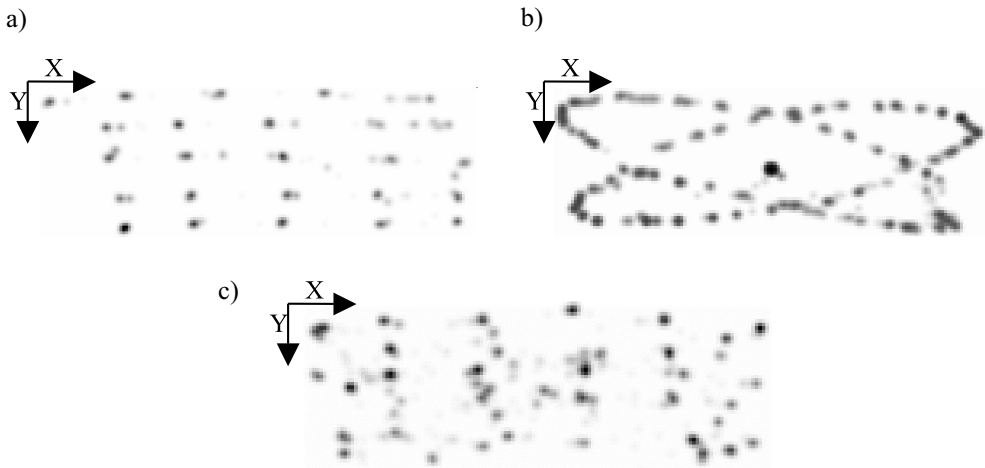
**Rys. 4.** Schemat stanowiska badawczego

Na podstawie uzyskanych trajektorii środka ciężkości źrenicy utworzono mapy przedstawiające fiksacje. Przykładowe mapy dla kalibracji, testu wodzenia i testu skupienia przedstawiono na rysunkach 5a–5c.

Błąd transformacji między układem współrzędnych ekranu a kamery wyliczano na podstawie zależności:

$$err = \sqrt{(x_t - x_s)^2 - (y_t - y_s)^2} \quad (6)$$

gdzie  $(x_t, y_t)$  są współrzędnymi punktu, na którym użytkownik skupiał wzrok, a  $(x_s, y_s)$  są współrzędnymi punktu skupienia wzroku po transformacji.



Rys. 5. Mapy fiksacji: a) punkty kalibracyjne; b) wodzenie za elipsą; c) punkty skupienia

## 4. Wyniki

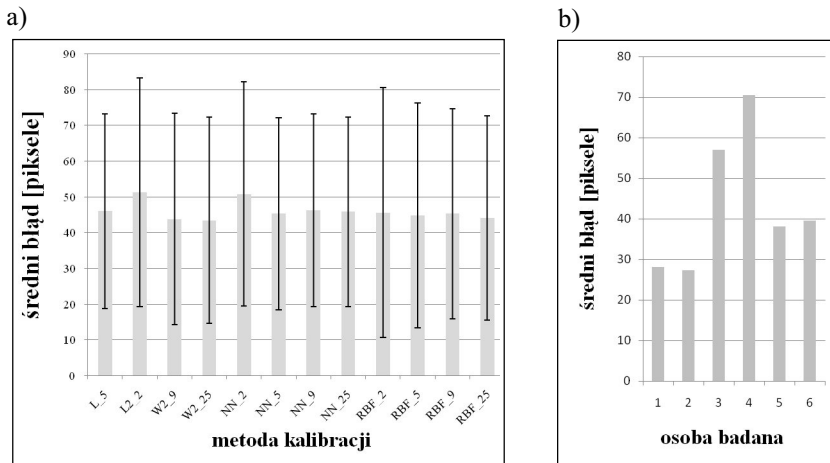
Opisane w rozdziale 3 eksperymenty zostały przeprowadzone na sześciu osobach. Na podstawie wstępnych wyników dokonano ostatecznego wyboru architektury sieci neuronowych. Dla klasycznej sieci neuronowej (podrozdz. 2.4) po wypróbowaniu różnych funkcji aktywacji: liniowej oraz sigmoidalnej, a także różnej liczby neuronów w warstwie ukrytej ostatecznie zdecydowano się na sieć z liniową funkcją przejścia i jednym neuronem w warstwie ukrytej. Maksymalny błąd został ustalony jako 0,001. W przypadku sieci RBF wykorzystano algorytm, który sam dobierał architekturę sieci, tak aby uzyskać błąd mniejszy od zadanego. Maksymalny błąd został ustalony na poziomie 0,005. W obu przypadkach zaimplementowano osobne sieci do transformacji współrzędnej  $X$  oraz  $Y$ .

W tabeli 1 zestawiono metody kalibracji z liczbą punktów kalibracyjnych. Znakiem X oznaczono, że metoda była wykorzystywana z daną liczbą punktów kalibracyjnych.

Uśrednione wyniki testu wodzenia po trajektorii eliptycznej dla sześciu badanych osób zaprezentowano na wykresie (rys. 6a).

**Tabela 1**  
Metody kalibracyjne i liczba punktów kalibracji

Metoda kalibracji	Liczba punktów kalibracyjnych (k)			
	2	5	9	25
Liniowa (L_k)		X		
Liniowa dwupunktowa (L2_k)	X			
Wielomian 2 stopnia (W2_k)			X	X
Liniowa sieć neuronowa (NN_k)	X	X	X	X
Sieć neuronowa RBF (RBF_k)	X	X	X	X

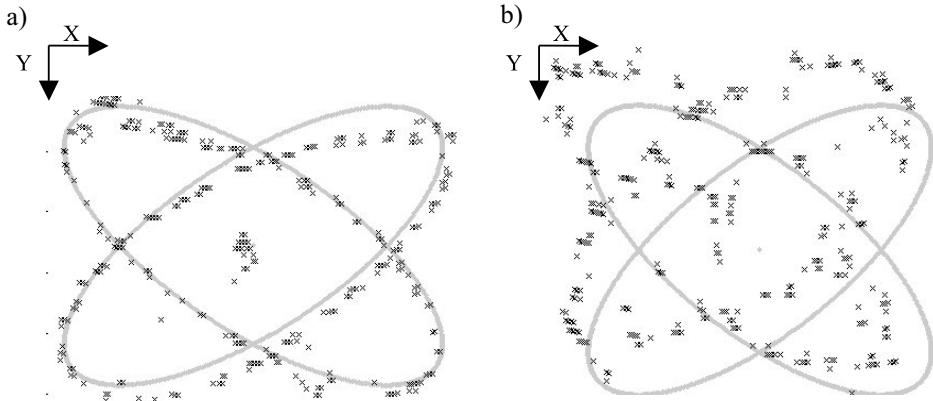


**Rys. 6.** Test wrodzenia po trajektorii eliptycznej: a) uśrednione wyniki (błąd średniokwadratowy i odchylenie standardowe) dla sześciu badanych osób; b) wynik dla sześciu osób, metoda W2\_25

Analiza zaprezentowanych danych pozwala stwierdzić, że największy błąd otrzymuje się dla metod L2\_2 (przekształcenie liniowe dwupunktowe) oraz NN\_2 (liniowej sieci neuronowej i dwóch punktów kalibracyjnych). Błąd dla pozostałych metod kalibracji można uznać za zbliżony, przy czym jest on nieznacznie mniejszy w przypadku metod opartych na nieliniowym przekształceniu drugiego stopnia (W2\_9 i W2\_25). Warto też podkreślić, że wyniki znacznie różniły się pomiędzy badanymi osobami. Na wykresie (rys. 6b) zaprezentowano błąd średniokwadratowy dla każdej z badanych osób dla kalibracji z wykorzystaniem nieliniowego przekształcenia drugiego stopnia. Zauważono, że duży wpływ na dokładność kalibracji ma obycie osoby badanej z eksperymentem. Jeżeli wiedziała ona, jak ma przebiegać procedura i w jaki sposób będą pojawiać się na ekranie punkty (zarówno kalibracyjne jak i testowe), to zarejestrowana trajektoria była bardzo zbliżona do rzeczywistej (osoby 1, 2, 5, 6). W przypadku gdy osoba badana wykonywała zadanie po raz pierw-

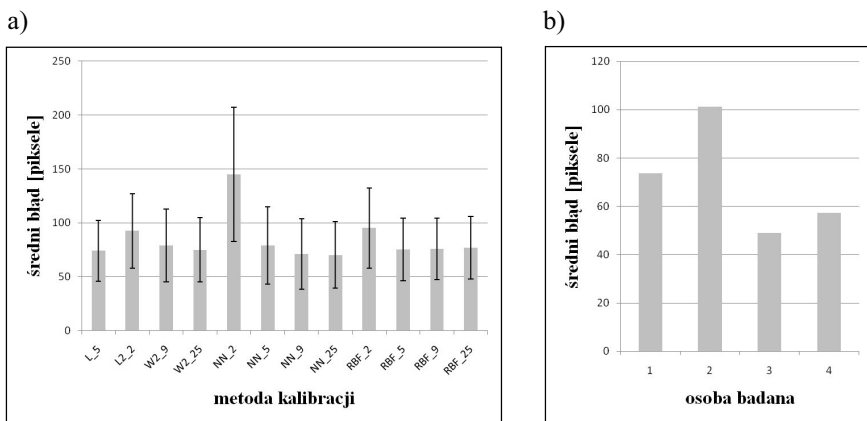


szy (3, 4), błąd był wyraźnie większy. Przykładowe zarejestrowane trajektorie dla testu wodzenia po trajektorii eliptycznej zaprezentowano na rysunku 7. Wykorzystano kalibrację metodą W2\_25.

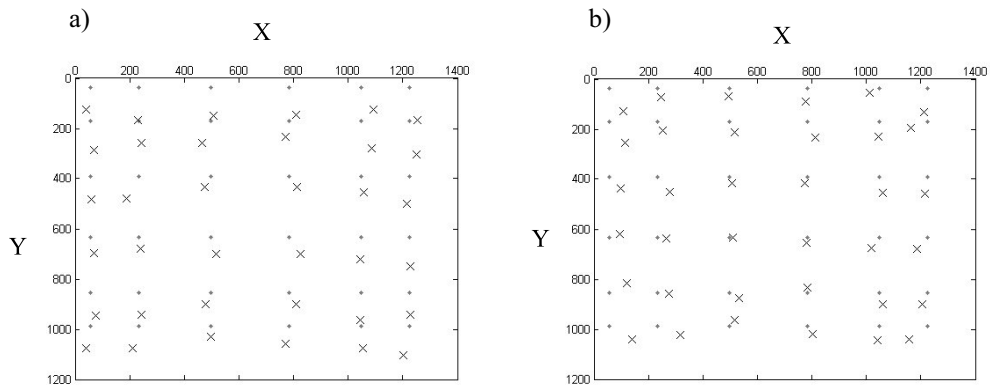


**Rys. 7.** Przykładowy rezultat testu kalibracji W2\_25 dla trajektorii eliptycznej:  
a) osoba 1; b) osoba 4

Uśrednione wyniki testu skupiania wzroku na losowych punktach ekranu dla czterech osób przedstawiono na rysunku 8a. Analiza zaprezentowanych danych potwierdza spostrzeżenia poczynione dla testu z wodzeniem po trajektorii eliptycznej: największe błędy występują w przypadku metod opartych na dwóch punktach kalibracyjnych (NN\_2, L2\_2, RBF\_2). Dla pozostałych metod wyznaczony błąd jest na podobnym poziomie, przy czym najniższy dla NN\_25. Na rysunku 8b zaprezentowano błąd średniokwadratowy dla każdej z badanych osób dla metody W2\_25. Na rysunku 9 pokazano przykładowe rezultaty przeprowadzonego testu.



**Rys. 8.** Test skupiania wzroku: a) uśrednione wyniki (błąd średniokwadratowy i odchylenie standardowe) dla czterech badanych osób; b) wynik dla czterech osób dla metody NN\_25



Rys. 9. Przykładowy rezultat testu kalibracji NN\_25 dla punktów skupienia:  
a) osoba 1; b) osoba 3

#### 4.1. Analiza rozdzielczości kątowej systemu

Na podstawie parametrów geometrycznych stanowiska: rozmiarów ekranu monitora ( $34 \times 27$  cm) oraz odległości oka osoby badanej od ekranu (50 cm) wyznaczono zakres kątowy ruchów oka, który wynosi:  $30,2^\circ$  w pionie oraz  $37,5^\circ$  w poziomie. Środek ciężkości źrenicy rejestrowany był wewnątrz prostokąta o rozmiarach ok.  $90 \times 30$  pikseli [9]. Szacowana teoretyczna dokładność systemu w płaszczyźnie pionowej wynosi:  $1^\circ$ , a w płaszczyźnie poziomej:  $0,41^\circ$ . Przy rozdzielczości monitora  $1280 \times 1024$  pikseli daje to dokładność w płaszczyźnie pionowej ok. 34 piksele oraz w płaszczyźnie poziomej ok. 14 pikseli. Na podstawie analizy wyników testu skupienia wyznaczono dla najlepszej metody kalibracji (NN\_25) średnie błędy w płaszczyźnie pionowej (48) i poziomej (40). Pozwoliło to wyznaczyć rzeczywistą dokładność systemu w płaszczyźnie pionowej na ok.  $1,5^\circ$  i  $2,8^\circ$  w płaszczyźnie poziomej.

#### 4.2. Dyskusja

Wszystkie przetestowane metody kalibracyjne dają podobne rezultaty. W przypadku testu wodzenia za elipsą najlepsze wyniki uzyskano dla metody z wielomianem drugiego stopnia i 25 punktami kalibracyjnymi i są one zgodne z przedstawionymi w artykule [12]. Dla testu z losowo wyświetlanymi punktami skupienia najlepsze wyniki uzyskano dla liniowych sieci neuronowych i 25 punktów kalibracyjnych. W każdym przypadku najgorsze wyniki dawało wykorzystanie tylko dwóch punktów kalibracyjnych (niezależnie od metody). Warto zauważyć, że nie występowały znaczne różnice pomiędzy wariantami metod wykorzystującymi różną liczbę punktów kalibracyjnych – na podstawie uzyskanych wyników można wnioskować, że kalibracja 5-punktowa powoduje powstanie tylko nieznacznie większego błędu niż 9- lub 25-punktowa.

Występują bardzo duże różnice w błędach pomiędzy osobami badanymi i zależą one od stopnia zaznajomienia osoby z procedurą kalibracyjną i testową. Osoby, które wykonywały badanie po raz pierwszy uzyskiwały wyniki znacznie gorsze. Dodatkowo na wielkość błędu miały wpływ: dokładność segmentacji obszaru źrenicy, wyznaczanie środka ciężkości źrenicy (wykorzystano algorytmy opisane w [9]), sposób wyznaczania środka skupienia wzroku na mapach fiksacji (zarówno dla kalibracji, jak i dla testu z punktami skupienia) oraz minimalne ruchy głowy. W celu poprawienia dokładności działania *eye-trakera* należy w toku dalszych prac wyeliminować lub zminimalizować wpływ wyszczególnionych czynników. Dodatkowo warto zaimplementować tzw. model oka [6], który powinien pozwolić na zminimalizowanie błędów. Ponadto celowe wydaje się przeprowadzenie badań na większej liczbie osób.

## 5. Podsumowanie

W artykule opisano i przetestowano szereg metod kalibracji urządzeń do akwizycji ruchu gałki ocznej: prostej metody liniowej, metody liniowej wykorzystującej dwa punkty kalibracyjne, metody nieliniowej z wielomianem drugiego stopnia, liniowych sieci neuronowych i sieci neuronowych z radialnymi funkcjami bazowymi (RBF). Metody kalibracji przetestowano na sześciu osobach, w dwóch różnych eksperymentach: wodzeniu po trajektorii eliptycznej i skupianiu wzroku w punktach losowo rozmieszczonych na ekranie. Otrzymane wyniki wskazują, że najmniejszy błąd uzyskuje się dla metody z wielomianem drugiego stopnia. Dodatkowo zauważono, że duży wpływ na dokładność kalibracji ma doświadczenie i zaznajomienie osoby badanej z procedurą kalibracyjną i testową.

## Literatura

- [1] Augustyniak P., *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*. UWND AGH, Kraków, 2001.
- [2] Cerrolaza J.J., Villanueva A., Cabeza, R., *Taxonomic study of polynomial regressions applied to the calibration of video-oculographic systems*. Proc. of the 2008 Symposium on Eye Tracking Research & Applications, ETRA '08, Savannah, Georgia, 2008, 259–266.
- [3] Chen S., Cowan C.F.N., Grant P.M., *Orthogonal Least Squares Learning Algorithm for Radial Basis Function Networks*. IEEE Transactions on Neural Networks, vol. 2, No. 2, March 1991, 302–309.
- [4] Cherif Z.R., Nait-Ali A., Motsch J.F., Krebs M.O., *An adaptive calibration of an infrared light device used for gaze tracking*. Proc. of the 19th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, IMTC/2002., vol. 2, 2002, 1029–1033.
- [5] Coughlin M.J., Cutmore T.R., Hine T.J., *Automated eye tracking system calibration using artificial neural networks*. Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol. 76(3), 2004, 207–220.
- [6] Hammoud R.I., *Passive Eye Monitoring Algorithms, Applications and Experiment*. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg 2008.
- [7] Holman D., Vertegaal R., Sohn C., Cheng D., *Attentive display: paintings as attentive user interface*. Extended Abstract of ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI), ACM Press 2004, 1127–1130.

- [8] Kiat L.C., Ranganath S., *One-time calibration eye gaze detection system*. Int. Conf. on Image Processing, ICIP '04, vol. 2, 2004, 873–876.
- [9] Kryjak T., Chodak J., *Wykorzystanie efektu jasnej i ciemnej źrenicy w wizyjnym śledzeniu ruchu galek ocznych*. Seminarium wyjazdowe: „Przetwarzanie i analiza sygnałów w systemach wizji i sterowania”, Słok k. Bełchatowa 2010.
- [10] Morimoto C.H., Koons D., Amir A., Flickner M., *Frame-Rate Pupil Detector and Gaze Tracker*. Proc. of the IEEE ICCV'99 frame-rate workshop, 1999.
- [11] Morimoto C.H., Amir A., Flickner M., *Detecting eye position and gaze from a single camera and 2 light sources*. Int. Conf. on Automatic Face and Gesture Recognition, 2000, 8–13.
- [12] Ramanauskas N., *Calibration of Video-Oculographical Eye-Tracking System*. Electronics and Electrical Engineering, No. 8(72), 2006.
- [13] Shih S.W., Wu Y., Liu J., *A calibration-free gaze tracking technique*. Proc. Int. Conf. on Pattern Recognition (ICPR), 2000, 201–204.
- [14] Tadeusiewicz R., *Sieci neuronowe*. Akademyka Oficyna Wydawnicza, Warszawa, 1993.
- [15] Yoo D., Kim J., Lee B., Chung M., *Non contact eye gaze tracking system by mapping corneal reflections*. Proc. of the Int. Conf. on Automatic Face and Gesture Recognition, 2000, 94–99.
- [16] Zhu J., Yang J., *Subpixel eye gaze tracking*. Proc. of the 5th IEEE Int. Conf. on Automatic Face and Gesture Recognition, 2002, 131–136.