

Tomasz Kryjak*

Wizyjne śledzenie ruchu gałek ocznych**

1. Wprowadzenie

Śledzenie ruchu gałek ocznych (*eye tracking*) jest zagadnieniem szeroko poruszonym w aktualnych badaniach naukowych. Wykorzystywane jest w wielu dziedzinach, m.in. w kognitywistyce (np. do badania percepcji sceny wizyjnej przez człowieka), w psychologii rozwojowej (badania percepcji małych dzieci), w analizie sposobu czytania tekstu, przy tworzenia systemów człowiek – komputer (HCI – *Human Computer Interface*) oraz w neurofizjologii i okulistyce. [1, 3, 4, 6, 9]

W dzisiejszych czasach bardzo mocno rozwinięty jest komercyjny aspekt badania percepcji wizualnej człowieka. Wykorzystywany jest on przy projektowaniu stron www, witryn e-sklepów, interfejsów oprogramowania, gier komputerowych, plakatów, billboardów oraz wystaw sklepowych. Analiza w jaki sposób człowiek postrzega daną scenę, a w szczególności na który jej element zwraca największą uwagę, pozwala lepiej i skuteczniej zaprojektować kampanię marketingową.

Istnieje szereg metod śledzenia ruchu gałek ocznych [2]. Metoda elektryczna (EOG – elektrookulografia) polega na pomiarze zmian pola elektrycznego towarzyszącego ruchowi gałki ocznej. Metoda magnetyczna polega na wytworzeniu strumienia przemiennego pola magnetycznego związanego z układem odniesienia. W wytworzonym strumieniu znajduje się badana gałka oczna, której położenie związane jest z położeniem odbiorczej pętli indukcyjnej (np. pętla wtopiona jest w soczewkę kontaktową). Na podstawie sygnału wytworzonego w pętli możliwe jest odtworzenie ruchu gałki ocznej.

Metoda fotoelektryczna polega na pomiarze efektów odbicia światła (widzialnego lub podczerwieni) od powierzchni oka. Przykładem systemu zbudowanego z wykorzystaniem tej metody jest system OBER2 [8], który pozwala na rejestrację położenia gałki ocznej z maksymalną częstotliwością 2000 Hz. Metoda wizyjna funkcjonuje, opierając się na obserwacji oka za pomocą kamery i obliczeniu położenia gałki ocznej przy użyciu algorytmów przetwarzania obrazu. Jest ona często wykorzystywana w systemach dostępnych komercyjnie [11].

* Katedra Automatyki, Akademia Górniczo-Hutnicza w Krakowie

** Pracę wykonano w ramach badań statutowych (umowa AGH nr 11.11.120.612)

Cena systemów komercyjnych (sprzęt + oprogramowanie) jest zazwyczaj dość wysoka, dlatego celowe wydaje się stworzenie prostego i taniego, zbudowanego z wykorzystaniem kamery przemysłowej, systemu śledzenia ruchu gałek ocznych. Celem prezentowanych badań było zestawienie i przetestowanie potrzebnej konfiguracji sprzętowej oraz stworzenie i sprawdzenie algorytmów: wyznaczania kierunku patrzenia i kalibracji systemu.

W rozdziale drugim przedstawiono przeprowadzone przygotowania mające na celu zestawianie odpowiedniego stanowiska badawczego. W rozdziale trzecim zaprezentowano wykorzystany algorytm śledzenia ruchu gałki ocznej. Następnie w rozdziale czwartym omówiono zagadnienia związane z kalibracją systemu oraz przedstawiono przykładowe wyniki. Artykuł zakończono omówieniem planów rozwoju systemu.

2. Budowa stanowiska badawczego

Podstawowym komponentem prezentowanego systemu jest kamera, która rejestruje obraz oka. Zdecydowano się na wykorzystanie czarno-białej, przemysłowej kamery firmy YOKO (z czujnikiem CCD Sony Super HAD o rozdzielczości 600 linii) z obiektywem o ogniskowej 5–100 mm i przysłonie $F = 1,6$.

W pierwszej fazie prac zarejestrowano obraz oka w świetle widzialnym, przy oświetleniu sztucznym (światłówkami). Ponieważ system ma służyć głównie do analizy percepcji scen wyświetlanych na monitorze komputerowym, dodatkowym oświetleniem był monitor LCD. Przykładowy obraz przedstawiono na rysunku 1a.

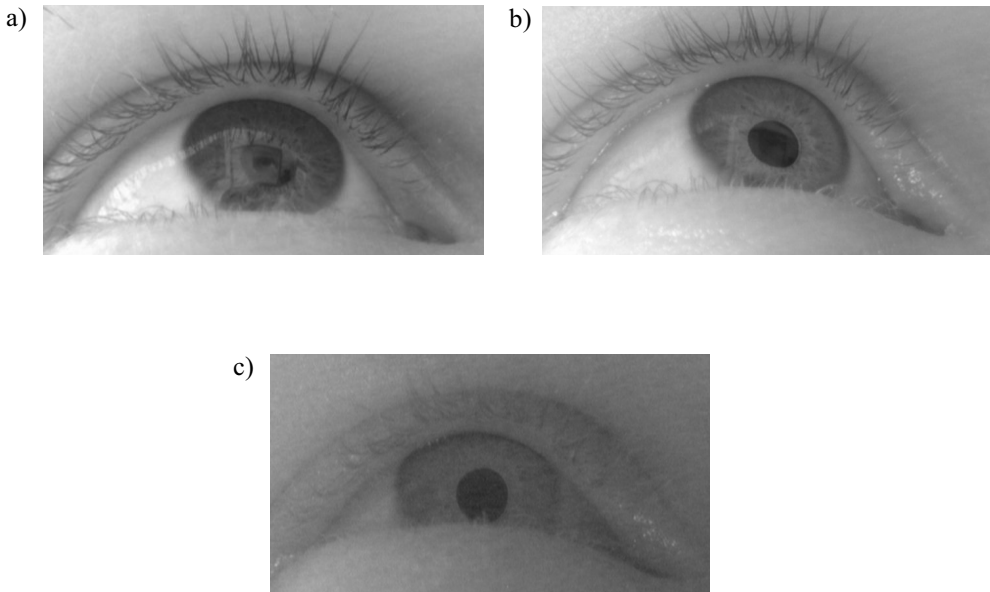
Automatyczne wyodrębnienie (segmentacja) źrenicy z obrazu przedstawionego na rysunku 1a jest zadaniem trudnym. Głównym problemem są występujące odbłaski od rogówki, szczególnie odbicie ekranu monitora. Po dokonaniu wstępnej analizy zdecydowano się wykorzystać dodatkowe podświetlenie światłem podczerwonym.

Podświetlenie diodami LED emitującymi promieniowanie w bliskiej podczerwieni jest szeroko wykorzystywane w systemach wizyjnych, w których wymagana jest rejestracja obrazu oka. Dotyczy to zarówno systemów biometrycznych opartych na rozpoznawaniu na podstawie obrazu tęczówki [7], jak i systemów śledzących ruch gałki ocznej [10]. W przypadku tych ostatnich promieniowanie podczerwone może spełniać dwojaką rolę. Istnieją systemy, które wykorzystują tzw. refleks siatkówkowy i rogówkowy do wyznaczenia kierunku patrzenia [5]. W prezentowanym systemie wykorzystano fakt, że podświetlenie promieniowaniem podczerwonym ułatwia segmentację źrenicy.

Zastosowano oświetlacz złożony z 9 diod emitujących promieniowanie podczerwone o długości fali $\lambda = 940$ nm. Nominalnie urządzenie powinno być zasilane napięciem stałym 15 V, jednak w trakcie eksperymentów okazało się, że napięcie 9V jest wystarczające. W celu wyeliminowania odbłasków w źrenicy, konieczne okazało się umieszczenie oświe-

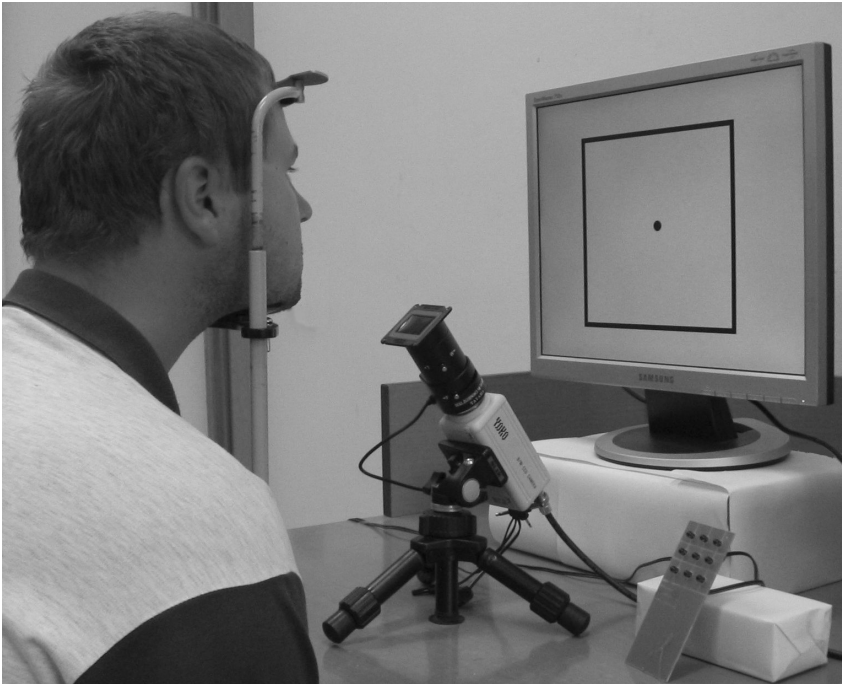
tlacza dość blisko oka badanej osoby (ok. 10 cm). Przykładowy obraz uzyskany z podświetleniem w podczerwieni zaprezentowano na rysunku 1b.

Porównując jakość obrazów z rysunku 1a i b, można zauważyć, że promieniowanie podczerwone znacząco ułatwia segmentację. Niedogodnością pozostaje tylko konieczność bardzo intensywnego podświetlenia z małej odległości. W trakcie dalszych eksperymentów okazało się, że odfiltrowanie światła widzialnego (za pomocą filtra nałożonego na obiektyw kamery) pozwala uzyskać lepszy obraz (z mniejszą ilością odbłasków) przy oświetlacz oddalonym o ok. 0,5 m od oka. Na otrzymanym w ten sposób obrazie (rys. 1c) źrenica wyraźnie odróżnia się od tęczówki oraz powiek (jest od nich ciemniejsza), co znacząco ułatwia segmentację.



Rys. 1. Zarejestrowane obrazy oka: a) w świetle widzialnym; b) z doświetleniem promieniowaniem podczerwonym; c) z doświetleniem promieniowaniem podczerwonym i wykorzystaniem filtra światła widzialnego

Kompletne stanowisko badawcze składa się z opisanej wcześniej kamery czarno-białej z filtrem światła widzialnego umieszczonej na statywie, oświetlacza promieniowaniem podczerwonym, statywu do unieruchamiania głowy osoby badanej oraz monitora LCD (do wyświetlania obrazów testowych). Przechwytywanie i przetwarzanie obrazów odbywa się na komputerze PC z kartą akwizycji obrazu WinFast TV2000 XP RM (*frame-grabberem*). Zdjęcie stanowiska zaprezentowano na rysunku 2.



Rys. 2. Stanowisko do akwizycji obrazu oka. Składa się z kamery czarno-białej z filtrem światła widzialnego, oświetlacza promieniowaniem podczerwonym (prawy dolny róg zdjęcia) oraz statywu do unieruchomienia głowy

3. Algorytm śledzenia ruchu gałki ocznej

W prezentowanym systemie zdecydowano się na wyznaczanie kierunku patrzenia na podstawie środka ciężkości źrenicy. Wybrana metoda jest prosta w implementacji, nie wymaga znacznego nakładu obliczeniowego, daje przy tym dobre rezultaty [12]. W literaturze spotyka się także metody, które polegają na aproksymacji obszaru źrenicy okręgiem lub elipsą (np. przy wykorzystaniu transformaty Hougha) [10]. W omawianym systemie metoda z aproksymacją okręgiem nie dałaby dobrych rezultatów, z uwagi na dość specyficzne umieszczenie kamery (poniżej oka, pod kątem ok. 45°), które powoduje, że źrenica ma kształt zbliżony do okręgu tylko w przypadku, gdy osoba patrzy dokładnie przed siebie. Implementację metody aproksymacji elipsą przewiduje się jako dalszy etap badań.

Użyta kamera przemysłowa dostarcza sygnał wizyjny z przeplotem (ramka transmitowana jest w postaci dwóch półobrazów). W opisywanych badaniach zdecydowano się na analizę całych obrazów (ramek), dlatego pierwszym etapem przetwarzania sekwencji wideo jest operacja usuwania przeplotu (*deinterlace*) z wykorzystaniem metody sklejanego półobrazów.

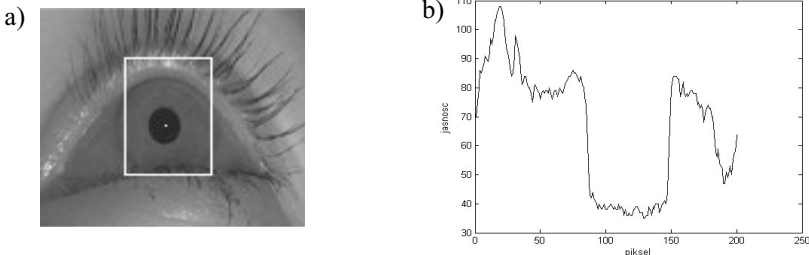
Największym wyzwaniem podczas śledzenia ruchu gałki ocznej jest poprawna segmentacja obszaru źrenicy. Prosta binaryzacja, z arbitralnie wybranym progiem, nie sprawdza się w zmiennych warunkach oświetlenia. W opisywanym rozwiązaniu zastosowano wyznaczanie progu binaryzacji na podstawie analizy histogramu.

Wyliczanie histogramu oraz przeprowadzanie segmentacji na obrazie o rozdzielczości 720×576 pikseli (taki pozyskiwany jest z kamery), przy rozmiarze źrenicy ok. 100×100 pikseli niepotrzebnie zwiększyłyby złożoność obliczeniową algorytmu. Dlatego z całego obrazu do dalszej analizy wybierany jest fragment (ROI – *Region of Interest*), w którym znajduje się źrenica.

Analiza kilku sekwencji obrazów zarejestrowanych za pomocą zaproponowanego w rozdziale 2 systemu pokazała, że najciemniejszym obszarem na obrazie jest zazwyczaj źrenica. W niesprzyjających okolicznościach ciemniejsze mogą okazać się rzęsy (szczególnie podkreślone tuszem). Ponieważ w obecnej fazie rozwoju systemu przetwarzanie sekwencji odbywa się *off-line* (nie w czasie rzeczywistym), zaproponowany został następujący algorytm wyznaczania ROI. Dla pierwszej ramki z sekwencji (przy założeniu, że wzrok skierowany jest na wprost oraz obraz jest ostry) wyznaczane są minima w wierszach obrazu (obraz traktowany jest jako macierz pikseli). W ten sposób otrzymuje się przebieg, który następnie poddawany jest filtracji medianowej (z oknem o szerokości 3) w celu eliminacji pojedynczych zakłóceń. Ostatecznie wyznaczane jest minimum z przefiltrowanego przebiegu, na podstawie którego określa się współrzędne punktu znajdującego się wewnątrz źrenicy.

Dla kolejnych ramek minimum lokalne poszukiwane jest w pewnym otoczeniu (200×200 pikseli) położenia wyznaczonego w poprzedniej iteracji (w sposób identyczny jak dla pierwszej ramki). Rozmiar otoczenia dobrany został eksperymentalnie. Z uwagi na wykorzystanie statywu unieruchamiającego głowę, ryzyko znacznego przemieszczenia źrenicy zostało zminimalizowane.

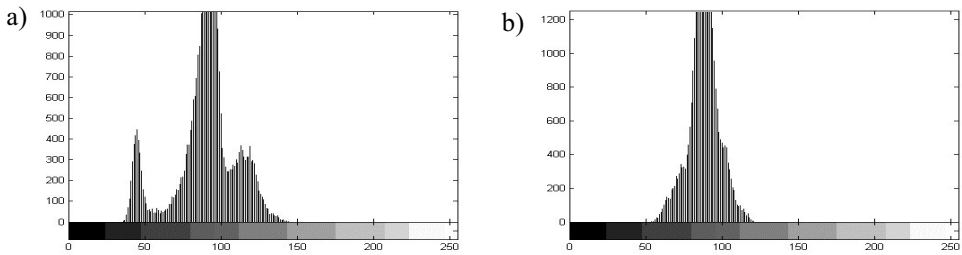
Metoda pozwala poprawić skuteczność wykrywania, ponieważ potencjalnie ciemniejsze punkty (rzęsy) znajdują się zwykle poza obszarem poddawanym analizie oraz znacząco przyspiesza obliczenia (analiza obszaru 200×200 , zamiast 720×576). Przykład analizy ramki przedstawiono na rysunku 3. Na wykresie 3b wyraźnie można zauważyć zakres (zawierający minimum) odpowiadający obszarowi źrenicy.



Rys. 3. Wyznaczanie punktu wewnątrz źrenicy: a) analizowany obraz wraz z zaznaczonym fragmentem, w którym wyznaczane są minima; b) minima w wierszach

Na podstawie wyznaczonego punktu wewnątrz źrenicy tworzony jest obszar ROI (kwadrat o boku 200 pikseli ze środkiem w wyznaczonym punkcie). Następnie dla tego obszaru obliczany jest histogram. Typowy histogram ma postać zaprezentowaną na rysunku 4a. W przypadku gdy klatka jest „rozmażana” (źrenica się porusza) histogram może mieć postać pokazaną na rysunku 4b.

W celu dokonania poprawnej segmentacji źrenicy należy na podstawie histogramu wyznaczyć odpowiedni próg binaryzacji. Dla typowego histogramu ROI jako wartość progu przyjmuje się minimum po pierwszym maksimum (od lewej strony), ponieważ piksele w otoczeniu pierwszego maksimum odpowiadają obszarowi źrenicy. Dla histogramów podobnych do zaprezentowanego na rysunku 4b, automatyczne wyznaczenie dobrego progu jest niemożliwe, dlatego klatki te nie są uwzględniane w dalszej analizie. Histogram taki występuje w przypadku mrugnięcia (zamknięta powieka) lub nieostrej ramki (oko w ruchu).



Rys. 4. Przykładowe histogramy obrazów ROI: a) typowy histogram;
b) histogram dla obrazu nieostrego – źrenica w ruchu

Kolejnym etapem algorytmu jest binaryzacja z wyznaczonym progiem. Następnie na obrazie zbinaryzowanym wykonywana jest morfologiczna operacja otwarcia (z maską 5×5 pikseli) w celu eliminacji potencjalnych pojedynczych pikseli nie należących do źrenicy. Ostatecznie wyliczany jest środek ciężkości z wykorzystaniem wzorów:

$$x_{sc} = \frac{m_{10}}{m_{00}} \quad (1)$$

$$y_{sc} = \frac{m_{01}}{m_{00}} \quad (2)$$

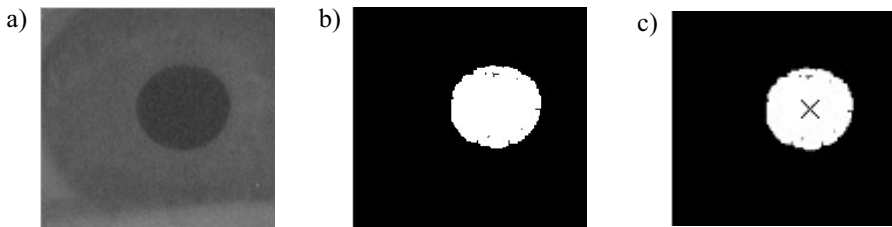
gdzie:

$$m_{00} = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n x_{ij} \quad (3)$$

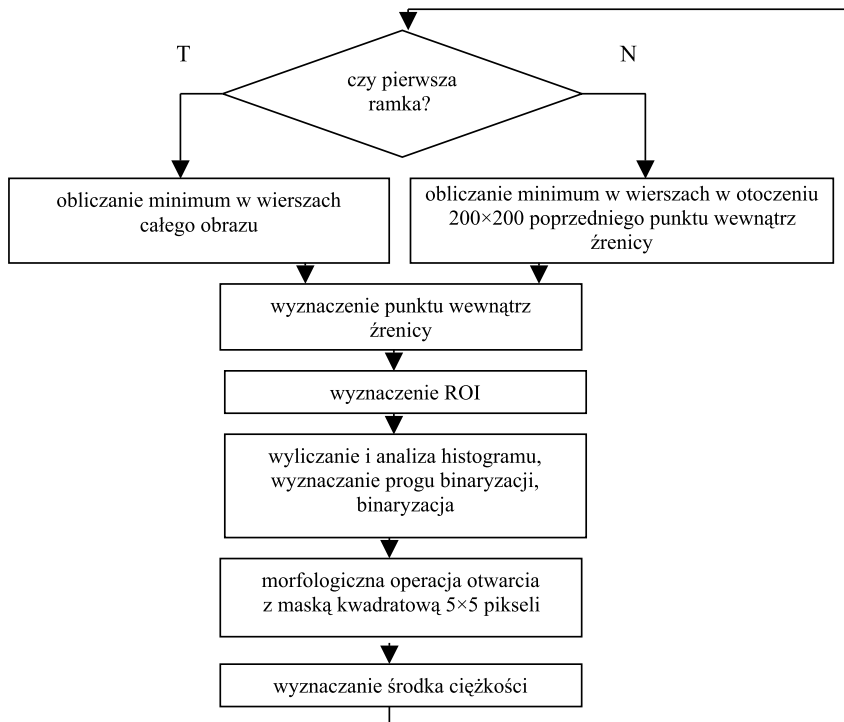
$$m_{10} = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n i \cdot x_{ij} \quad (4)$$

$$m_{01} = \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n j \cdot x_{ij} \quad (5)$$

Przykładowe rezultaty działania algorytmu zaprezentowane zostały na rysunku 5, a schemat blokowy algorytmu na rysunku 6. Warto podkreślić, że mimo dość prostej postaci, algorytm w większości przypadków skutecznie pozwala wyznaczać środek ciężkości źrenicy, a tym samym kierunek patrzenia.



Rys. 5. Końcowe etapy algorytmu wyznaczania środka ciężkości źrenicy a) obraz ROI; b) obraz po binaryzacji; c) obraz po morfologicznej operacji otwarcia z zaznaczonym środkiem ciężkości

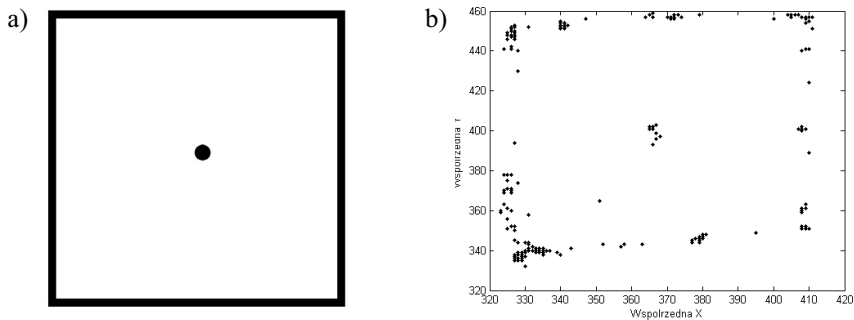


Rys. 6. Schemat blokowy algorytmu wyznaczania środka ciężkości źrenicy

4. Kalibracja systemu

W wyniku wykonania opisanego w rozdziale 3 algorytmu na sekwencji wideo uzyskuje się zbiór położeń środka ciężkości źrenicy. Kolejnym etapem prac było opracowanie algorytmu, który pozwoliłby przeliczyć położenia źrenicy na współrzędne na monitorze komputera, czyli umożliwiłaby kalibrację systemu.

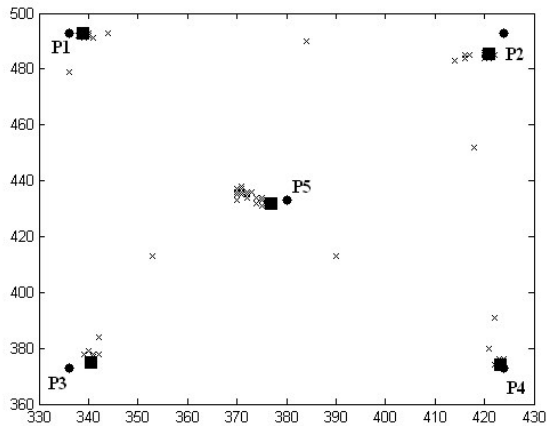
Zaproponowany ekran kalibracyjny pokazano na rysunku 7a. Zadaniem osoby badanej było patrzeć się w środek ekranu (kropka), a następnie na kolejne wierzchołki kwadratu zaczynając od lewego górnego (obwiedzenie kwadratu, z zatrzymaniem wzroku na wierzchołkach). W wyniku eksperymentu uzyskuje się zbiór punktów (trajektorię) podobny do zaprezentowanego na rysunku 7b.



Rys. 7. Ekran kalibracyjny (a) oraz przykładowy zbiór punktów uzyskanych w wyniku eksperymentu (b)

W pierwszym kroku algorytmu kalibracji wyznacza się położenia pięciu tzw. punktów skupienia (miejsc, gdzie badana osoba patrzyła dłużej). Punktami skupienia są środek ekranu oraz wierzchołki kwadratu. Na wstępie wyznaczane są maksymalne i minimalne wartości z punktów trajektorii. Uzyskuje się w ten sposób cztery punkty (P1–P4). Dodatkowo określa się współrzędne punktu leżącego w pobliżu środka jako średnią arytmetyczną współrzędnych punktów ekstremalnych (P5). Następnie dla każdego punktu z trajektorii obliczana jest odległość od punktów P1–P5. Wyliczone tablice odległości są sortowane, a jako rzeczywiste współrzędne punktów skupienia brana jest średnia arytmetyczna pięciu współrzędnych, dla punktów które leżą najbliżej danego punktu P1–P5. Przykładową trajektorię wraz z naniesionymi punktami ekstremalnymi i skupienia przedstawiono na rysunku 8.

Zaproponowana metoda wyznaczania wierzchołków i środka prostokąta kalibracyjnego, pomimo pewnych uproszczeń, okazała się generować akceptowalne rezultaty. W przyszłości planuje się dokonanie modyfikacji wyszukiwania punktów skupienia, aby zwiększyć dokładność kalibracji i zmniejszyć potrzebny nakład obliczeń.

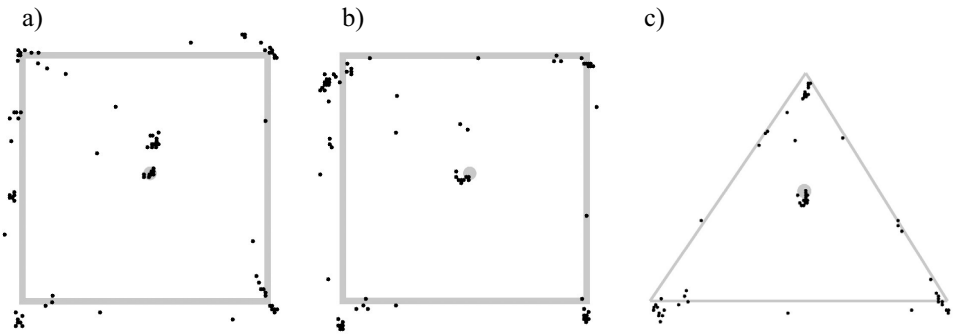


Rys. 8. Przykładowa trajektoria z naniesionymi punktami P1–P5 (koła) oraz wyznaczonymi rzeczywistymi punktami skupienia (kwadraty)

Podczas przeprowadzanych eksperymentów okazało się, że niekiedy trajektoria zamiast tworzyć prostokąt, tworzy równoległobok. Efekt ten można zaobserwować na przykład na rysunku 7b. W celu poprawy dokładności kalibracji zdecydowano się wprowadzić korekcję tego efektu. Na wstępie wyznaczone są różnice między współrzędnymi y punktów skupienia (lewy górny – prawy górny, lewy dolny – prawy dolny). Następnie obliczane jest średnie przesunięcie – Δ – jako średnia arytmetyczna z wyliczonych różnic. Ostatecznie wykonywane jest liniowe przekształcenie współrzędnych. Dla punktów leżących z lewej strony wykresu współrzędne powinny pozostać niezmiennic, dla punktów z prawej przesunięte o wyznaczoną wartość Δ . Punkty pośrednie przesuwane są odpowiednio zmniejszoną wartość Δ (w zależności od położenia).

Kolejnym etapem kalibracji jest dopasowanie współrzędnych punktów skupienia na trajektorii do współrzędnych wierzchołków i środka prostokąta kalibracyjnego. Na wstępie środek trajektorii umieszczany jest w środku prostokąta kalibracyjnego (translacja). Następnie wyliczane są cztery współczynniki skalujące (prawo, lewo, góra, dół od środka prostokąta) i wykonywane jest skalowanie liniowe punktów z trajektorii. Użyty współczynnik skalujący zależy od położenia rozpatrywanego punktu względem środka prostokąta. Przykładowy rezultat kalibracji zaprezentowano na rysunku 9a, a algorytm kalibracji przedstawiono na rysunku 10. W przyszłości planowane są modyfikacje procedury kalibracyjnej, tak aby uzyskiwane wyniki były dokładniejsze.

Rozdzielczość omawianego systemu można określić następująco. Dla ekranu kalibracyjnego z kwadratem o boku 750×750 pikseli uzyskuje się trajektorie zawarte w prostokącie ok. 90 na 120 punktów (dla monitora pracującego w rozdzielczości 1280×1024). Zatem dokładność odwzorowania punktu skupienia wzroku na ekranie wynosi ok. 8 pikseli w płaszczyźnie pionowej oraz 6,25 piksela w płaszczyźnie poziomej.



Rys. 9. Testowanie poprawności kalibracji: a) przykładowy rezultat kalibracji; b) test poprawności kalibracji dla kwadratu; c) test poprawności kalibracji dla trójkąta

- Wyznaczenie punktów ekstremalnych oraz punktu środkowego z trajektorii (P1-P5)
- Obliczenie odległości punktów z trajektorii do wyznaczonych punktów ekstremalnych i środkowego (P1-P5)
- Wyznaczenie rzeczywistych współrzędnych punktów skupienia jako średniej arytmetycznej ze współrzędnych 5 punktów położonych najbliżej odpowiedniego punktu ekstremalnego (lub środkowego)
- Wykonanie tzw. korekcji równoległoboku
- Translacja środka trajektorii do współrzędnych środka ekranu kalibracyjnego
- Wyznaczenie współczynników skalowania
- Skalowanie liniowe punktów z trajektorii (w zależności od położenia względem środka ekranu kalibracyjnego)

Rys. 10. Kolejne kroki algorytmu kalibracji

Procedura badania przebiega w następujących etapach. Obserwatorowi prezentowany jest ekran kalibracyjny, a następnie inne ekrany testowe. Na podstawie współczynników (translacji, korekcji równoległoboku oraz skalowań) uzyskanych w procesie kalibracji, możliwe jest przeliczenie trajektorii dla innych obrazów niż kalibracyjny. Zakłada się, że w trakcie trwania badania, głowa osoby nie zmienia położenia (zapewnia to statyw). Przykładowe rezultaty uzyskane za pomocą omawianego systemu zaprezentowano na rysunkach 9b i c. Pierwszy zaprezentowany obraz testowy (9b) to powtórzony ekran kalibracyjny (analiza pozwala zweryfikować poprawność kalibracji), drugi (9c) to trójkąt z oznaczonym środkiem (zadaniem było skupić wzrok na środku, a następnie obwieść wzrokiem krawędzie, zaczynając od górnego wierzchołka). Rezultaty dla obu prób pokazują, że zaproponowana metoda kalibracji działa poprawnie.

5. Możliwości rozwoju systemu

Zaprezentowany wizyjny system do śledzenia ruchu gałki ocznej jest prototypem, który można udoskonalić na kilka sposobów. W celu poprawy dokładności należy zmodyfikować

algorytm śledzenia źrenicy, na przykład wykorzystać aproksymację elipsą. Warto również rozważyć wykorzystanie informacji o kolejnych położeniach źrenicy – predykcję ruchu. Konieczne jest rozwiązanie problemu nieostrych klatek (źrenica w ruchu). Ulepszony algorytm powinien zostać dokładnie przetestowany w różnych warunkach oświetleniowych, na różnych osobach.

Zaproponowany system zapewnia częstotliwość próbkowania 25 Hz (25 klatek na sekundę). Wykorzystanie specjalistycznej, szybkiej kamery pozwoliłoby na zwiększenie częstotliwości nawet do 500 klatek na sekundę przy rozdzielczości 1280×1024 (a przy ograniczonej rozdzielczości obrazu nawet do 5000 klatek na sekundę). Warto również rozważyć wykorzystanie dwóch kamer, tak aby możliwa była jednoczesna rejestracja obrazów obu gałek ocznych. Osobnym problemem jest skuteczna, dokładna i prosta procedura kalibracji systemu. Obecnie wykorzystywana zapewnia poprawne wyniki, jednak celowe wydaje się jej ulepszenie.

Podsumowując, można wyznaczyć dwie równoległe drogi dalszych prac. Z jednej strony warto zaproponować system tani i skuteczny, ale pracujący z raczej niską częstotliwością próbkowania i na jego podstawie zbudować np. interfejs człowiek-komputer. Z drugiej można zbudować system wykorzystujący szybkie kamery, który zapewni wysoką częstotliwość próbkowania (co najmniej 500 Hz) i dokładność.

6. Podsumowanie

W artykule przedstawiono kolejne etapy budowy prostego systemu wizyjnego do śledzenia ruchu gałki ocznej. Na wstępie sprawdzono trzy możliwe sposoby akwizycji obrazu – w świetle widzialnym, w świetle widzialnym z podświetleniem w podczerwieni oraz w świetle podczerwonym (zastosowanie filtra światła widzialnego). Do dalszych prac wybrano ostatni sposób, ponieważ z tak zarejestrowanego obrazu możliwa była prosta i skuteczna segmentacja źrenicy. Następnie zaprojektowano i przetestowano algorytm do wyznaczania środka ciężkości źrenicy. Końcowym etapem prac było zaprojektowanie i zaimplementowanie algorytmu kalibracji systemu.

Przeprowadzone testy pokazały, że system działa poprawnie i na obecnym etapie rozwoju może służyć jako prosty *eye-tracker*. W przyszłości planuje się rozbudowę systemu, tak aby docelowo stworzyć w pełni funkcjonalny, działający w czasie rzeczywistym system do śledzenia ruchu gałki ocznej.

Literatura

- [1] Al-Wabil A., Zaphiris P., Wilson S., *Examining visual attention of dyslexics on web navigation structures with eye tracking*. International Conference on Innovations in Information Technology, IIT 2008, 2008.
- [2] Augustyniak P., *Przetwarzanie sygnałów elektrodiagnostycznych*. Uczelniane Wydawnictwa Naukowo-Dydaktyczne AGH, Kraków, 2001.

- [3] Augustyniak P., Mikrut Z., *Detection of object salient features based on the observer scanpath analysis*. The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference, EMBEC'05, 2005.
- [4] Calvi C., Porta M., Sacchi D., *e5Learning, an E-Learning Environment Based on Eye Tracking*. Eighth IEEE International Conference on Advanced Learning Technologies, ICALT '08, 2008.
- [5] Feng Li, Kolakowski S., Pelz J., *Using Structured Illumination to Enhance Video-Based Eye Tracking*. IEEE International Conference on Image Processing, ICIP 2007, 2007.
- [6] Iijima A., Haida M., Ishikawa N., Minamitani H., Shinohara Y., *Head mounted goggle system with liquid crystal display for evaluation of eye tracking functions on neurological disease patients*. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2003.
- [7] Lorenz M.G., Mengibar-Pozo L., Liu-Jimenez J., Fernandez-Saavedra B., *User-friendly biometric camera for speeding iris recognition system* 42nd Annual IEEE International Carnahan Conference on Security Technology, ICCST 2008, 2008.
- [8] Ober J., Loska, *Przeznaczenie i funkcje systemu pomiarowego ruchu oka OBER2*. Materiały krajowej konferencji „Techniki informatyczne w medycynie”, 2000.
- [9] Przybyło J., Jabłoński M., Wołoszyn P., *Wizyjny interfejs człowiek-komputer przeznaczony dla użytkowników niepełnosprawnych*. Automatyka (półrocznik AGH), t. 7, z. 3, 2003, 385–398.
- [10] Sugita T., Suzuki S., Kolodko J., Igarashi H., *Development of head-mounted eye tracking system achieving environmental recognition ability*. Annual Conference SICE, 2007.
- [11] TOBI – <http://www.tobii.com/>.
- [12] Xindian Long, Tonguz O.K., Kiderman A., *A High Speed Eye Tracking System with Robust Pupil Center Estimation Algorithm*. 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 2007, 2007.