

BADANIE I TERAPIA ZABURZEŃ WIDZENIA OBUOCZNEGO WSPOMAGANA PRZEZ BEZKONTAKTOWY SYSTEM ŚLEDZENIA PUNKTU FIKSACJI WZROKU

Lukasz Kosikowski¹, Andrzej Czyżewski²

1. Politechnika Gdańska, ul. G. Narutowicza 11/12, 80-952 Gdańsk, tel: +48 58 3471301 fax: +48 58 3471114 e-mail: kosiq@sound.eti.pg.gda.pl
2. Politechnika Gdańska, ul. G. Narutowicza 11/12, 80-952 Gdańsk, tel: +48 58 3471301 fax: +48 58 3471114 e-mail: ac@pg.gda.pl

Streszczenie: Na rynku znajduje się kilka systemów pozwalających na badanie lub trening syndromu leniwego oka z użyciem komputera PC. Niewiele z nich bazuje na wirtualnej rzeczywistości. Większość jedynie skupia się na terapii niedowidzenia bez mierzenia jakichkolwiek parametrów lub wykonuje tylko same pomiary. Proponowane rozwiązanie to kompletny system diagnostyczno-terapeutyczny do detekcji i terapii zaburzeń widzenia obuocznego – zwłaszcza zez (małego i średniego stopnia) oraz syndromu leniwego oka. Aby zapewnić większy obiektywizm badań prowadzonych przy użyciu opracowanego systemu, zastosowano śledzenie punktu fiksacji wzroku. System śledzenia punktu fiksacji charakteryzuje się brakiem jakichkolwiek fizycznych elementów montowanych na ciele użytkownika, zaś detekcja punktu fiksacji bazuje na analizie odbić promieni w zakresie podczerwieni.

Słowa kluczowe: widzenie stereoskopowe, zez, amblyopia.

1. WPROWADZENIE

Według przeprowadzonych badań około 12% populacji uczniów na świecie wykazuje różnego rodzaju problemy z widzeniem obuocznym [1][2]. Szczególnie osoby z zezem i amblyopią, w przypadku których celem leczenia jest uzyskanie pojedynczego widzenia obuocznego przy pełnej ostrości wzroku oraz prawidłowym ustawieniu i ruchomości gałek ocznych. W związku z tym konieczne wydaje się wyposażenie szkół w efektywne narzędzia do diagnozy i terapii tego rodzaju zaburzeń.

Zaburzenia widzenia obuocznego często prowadzą do częściowej lub całkowitej utraty widzenia stereoskopowego, czego konsekwencją może być upośledzenie obuocznej percepcji odległości. Osoby z tego typu zaburzeniem nie mogą podejmować pracy w niektórych zawodach takich jak dentysta, chirurg, itp. Opracowany system umożliwia szybką diagnozę zaburzeń widzenia obuocznego.

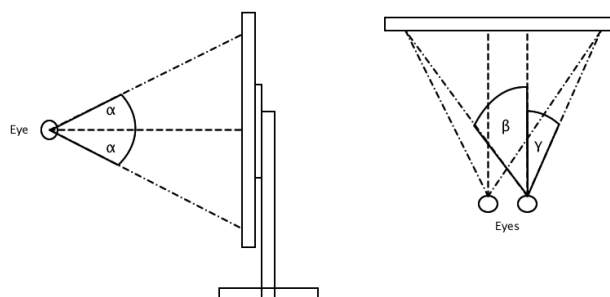
Zastosowanie komputera osobistego jako centralnego elementu systemu diagnostyczno-terapeutycznego jest korzystne ze względu na możliwość łatwego gromadzenia danych statystycznych przy użyciu ankiet elektronicznych w bazie danych, ich inteligentnej analizy, łatwego tworzenia scenariuszy ćwiczeń terapeutycznych, programowania i kontroli wyników. System służy do bezkontaktowego badania i terapii widzenia obuocznego, w szczególności zez

i amblyopii z wykorzystaniem komputera PC, monitora LCD i systemu do śledzenia punktu fiksacji wzroku.

2. OPIS SYSTEMU

2.1. Zasada działania

Opisywany system pozwala na pomiar szeregu parametrów. Dane pomiarowe są pobierane w centralnych punktach dziewięciu obszarów o równej powierzchni, na które pacjent kieruje swój wzrok trzymając głowę nieruchomo. Punkt fiksacji wzroku jest analizowany przez system śledzenia punktu fiksacji wzroku.



Rys. 1. Kąty pomiaru parametrów

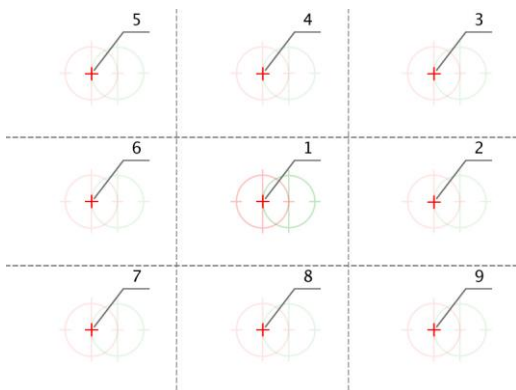
Pomiary parametrów są przeprowadzane dla następujących kątów patrzenia: 0° , -11° i $+11^\circ$ w płaszczyźnie pionowej i 0° , -15° , $+15^\circ$ płaszczyźnie poziomej (rys. 1). Kąt $\alpha=11^\circ$, natomiast $\beta+\gamma=2 \times 15^\circ$.

Badana osoba ma za zadanie tak zmodyfikować dostępne parametry transformacji obrazu:

- pozycja obrazu w poziomie i w pionie,
- skala (zmiana szerokości i wysokości),
- rotacja,

aby ostatecznie zobaczyć prezentowane obrazy jako jeden spójny obraz (dwa uzupełniające się obrazy). Osoby, które na co dzień noszą okulary powinny mieć je założone podczas badania. W ten sposób system pozwala na uwzględnienie zniekształceń obrazu wprowadzanych przez soczewki, które nierzadko mogą powodować istotne zniekształcenia obrazu.

Powierzchnia ekranu monitora została podzielona w taki sposób, aby zmaksymalizować zakres parametrów mierzonych przez system. Sposób podziału powierzchni monitora został zaprezentowany na rysunku 2. Cyframi arabskimi oznaczono kolejność pomiaru.



Rys. 2. Siatka punktów kontrolnych (pomiarowych) [3]

Kontrolując dostępne parametry przekształcenia obrazu użytkownik steruje kompensacją zbioru zniekształceń obrazu, których prawdopodobną przyczyną jest wada wzroku.

Modyfikacja wysokości obrazu pozwala na eliminację wpływu anizotropii (soczewki oczu charakteryzują się różną siłą refrakcji), modyfikacja szerokości obrazu pozwala na eliminację wpływu regularnego astygmatyzmu co jest równoznaczne z ustaleniem proporcji szerokości do wysokości. Zmiana pozycji obrazu w pionie pozwala na kompensacji hipertropii i hypotropii (oczy zwrócone odpowiednio do góry lub do dołu), modyfikacja pozycji obrazu w poziomie pozwala na kompensację kąta zeza. Dodatkowo parametr ten zależy również od odległości oczu osoby badanej od monitora komputerowego. Zmiana kąta obrotu obrazu w zakresie od -45° do $+45^\circ$ pozwala na kompensację zniekształceń obrazu wywołanych zezem skośnym [3].

Głównym zadaniem systemu jest analiza zmian parametrów transformacji obrazu w funkcji odległości od centralnego punktu monitora, odpowiadającemu patrzeniu na wprost. Zbiór 9 wektorów mierzonych parametrów pozwala na obliczenie parametrów transformacji obrazu pozwalają na obliczenie parametrów transformacji obrazu niezbędnych do kompensacji wady wzroku podczas patrzenia w dowolny punkt ekranu. Obrazy dedykowane dla każdego oka są przekształcane przy użyciu zbioru parametrów w taki sposób, aby użytkownik patrząc na ekran widział jeden spójny obraz (jako dwa uzupełniające się obrazy). Wynikiem syntezy przekształconych obrazów w mózgu jest wyrenderowany jeden spójny obraz [3]. Regularna terapia pozwala na wykształcenie stereopsji – poprzez analogie do terapii z wykorzystaniem synoptoforu.

2.2. Prowadzenie terapii

Odległość oczu od monitora komputerowego jest równa jego przekątnej i wynosi 19 cali. Dodatkowo odległość ta jest kontrolowana przez system śledzenia punktu fiksacji wzroku. System precyzyjnie analizuje gałki ocznej pozycję głowy i pozwala na wykonywanie pomiarów ze zwiększoną precyzją. Osoba, która nosi okulary powinna używać ich również w trakcie terapii.

W systemie zaimplementowano wiele różnych ćwiczeń pozwalających na prowadzenie zróżnicowanej terapii.

Algorytmy zastosowane podczas prowadzenia terapii bazują na zbiorach parametrów pomiarowych pozyskanych podczas badania. Podczas terapii osoba musi mieć założone okulary anaglifowe (dwubarwne). Obrazy prezentowane na monitorze komputerowym są transformowane z uwzględnieniem wyników pochodzących z modułu pomiarowego. Podczas badania użytkownik musi skupić wzrok na ekranie monitora.



Rys. 3. Wykorzystanie systemu detekcji punktu fiksacji

Następnie wykonywana jest detekcja punktu fiksacji (rys. 3). Po uzyskaniu współrzędnych punktu fiksacji z systemu obraz prezentowany użytkownikowi jest poddany transformacji z uwzględnieniem danych pomiarowych. Ze względu na to, że pomiar parametrów następuje w 9. punktach na powierzchni ekranu monitora, konieczne stało się zastosowanie algorytmów interpolacyjnych. Gdy użytkownik patrzy na punkt znajdujący się pomiędzy punktami pomiarowymi, obliczane są nowe współczynniki transformacji obrazu.

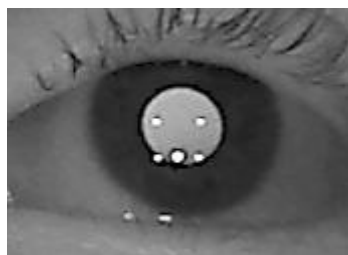
Dane dotyczące informacji o pacjentach oraz wyniki badania i terapii przechowywane są w lokalnej bazie danych, co pozwala na śledzenie postępów terapii [3].

3. DETEKCCJA PUNKTU FIKSACJI

Punkt fiksacji wzroku wyznaczany jest na podstawie położenia w obrazie współrzędnych czterech glintów, które są odbiciami diod ułożonych w sekcje znajdujące się na rogach ekranu, a także współrzędnej położenia środka źrenicy oka.

W systemie zostały zastosowane dwa tryby detekcji oka:

- praca z jasną źrenicą (rys. 4),
- praca z ciemną źrenicą (rys. 5).



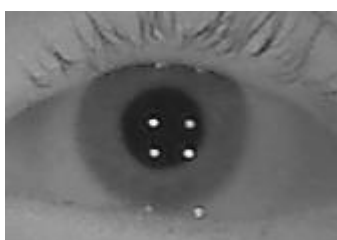
Rys. 4. Zdjęcie oka z efektem jasnej źrenicy [4]

Obrazy z ciemną źrenicą uzyskuje się poprzez wyłączenie diod podczerwonych (IR) wokół obiektywu kamery. Wyłączenie tych diod powoduje zmniejszenie całościowego oświetlenia IR, dlatego też konieczne było skompensowanie braku tego oświetlenia, światłem diod IR dodatkowo zamontowanych w rogach monitora.

Parametry stanowią opis obiektu oka jako zbiór wartości liczbowych charakteryzujących dany fragment obrazu. Opisują one np. jasność, położenie, odległość. Najważniejszymi parametrami opisującymi oko są:

- średnia i maksymalna jasność źrenicy,
- jasność tęczówki,
- granica z tęczówką,
- proporcje znalezionej źrenicy.

Przy zastosowaniu metody pracy z ciemną źrenicą poszukiwanym glintem jest lewy dolny glint (rys. 5), który powstaje jako odbicie sekcji diod znajdujących się w lewym dolnym rogu monitora [4].



Rys. 5. Zdjęcie oka z efektem ciemnej źrenicy [4]

Tryb pracy systemu jest wyznaczany automatycznie w czasie procesu kalibracji. Tablica 1. przedstawia porównanie

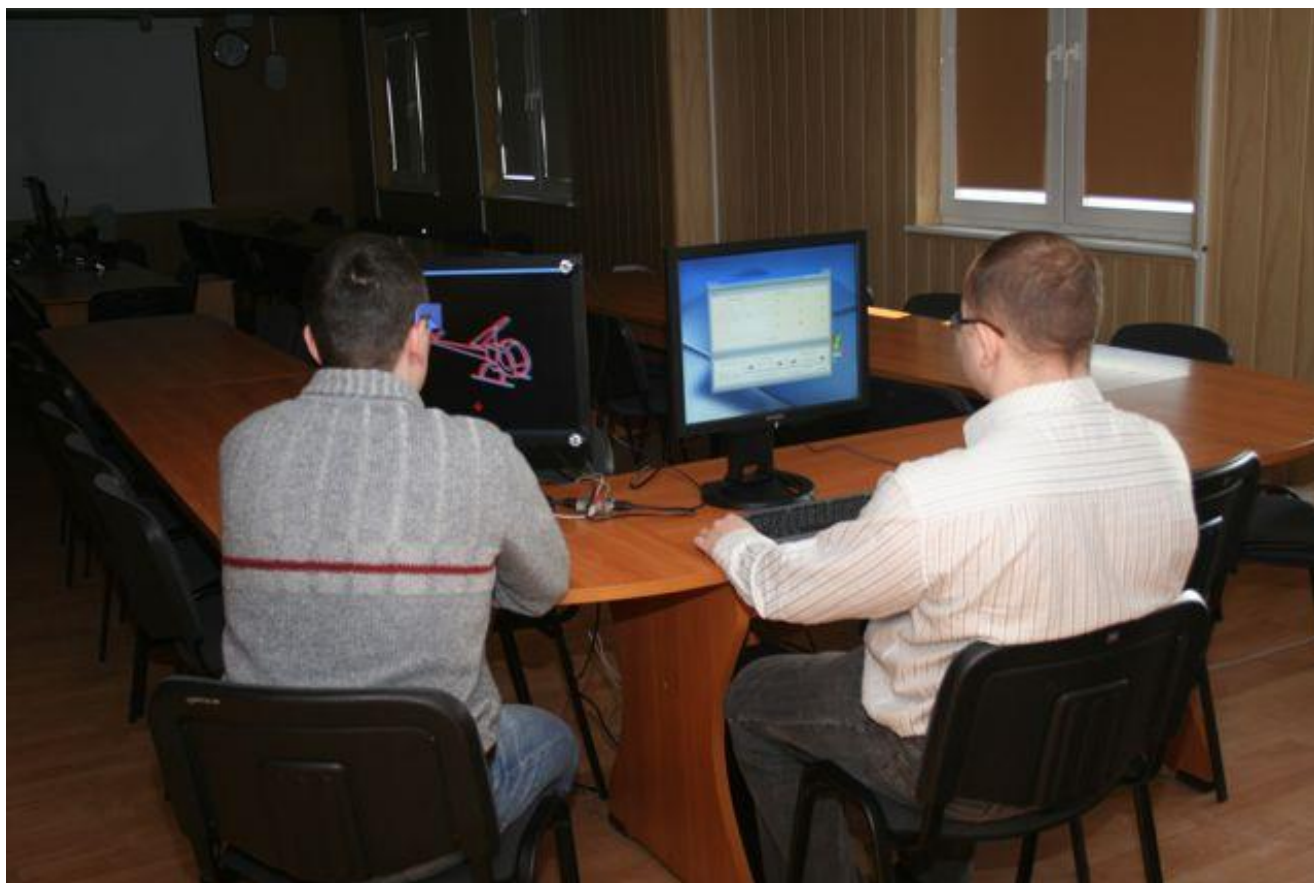
dwóch zaimplementowanych metod detekcji. Dane zawarte w tablicy pozwalają na optymalny dobór metody detekcji w zależności od parametrów zewnętrznych.

Tablica 1. Porównanie metod detekcji [4]

	Ciemna źrenica	Jasna źrenica
Wykrywalność oka	+	-
Dokładność wyznaczania punktu fiksacji	-	+
Jasne pomieszczenie	+	-
Ciemne pomieszczenie	-	+
Oczy koloru piwnego	+	-
Oczy koloru niebieskiego i szarego	-	+

Algorytm wyznaczania punktu fiksacji jest wieloetapowy i można go podzielić na następujące fragmenty:

- wyznaczanie punktu fiksacji dla każdego z oczu na podstawie położenia glintów i środka źrenicy,
- wyznaczanie punktu fiksacji dla całej ramki na wyznaczonych punktach fiksacji dla jednego lub dwóch oczu; jednocześnie następuje korekcja geometryczna otrzymanego wyniku na podstawie położenia w kadrze twarzy użytkownika,
- aplikacja korekcji dla danego punktu fiksacji określonej w trakcie procesu kalibracji,
- wyznaczanie punktu fiksacji na podstawie zbioru wyznaczonych wcześniej punktów fiksacji, na tym etapie następuje uśrednianie względem czasu oraz eliminacja błędnych wyników [4][5].



Rys. 6. Sposób przeprowadzania badań z wykorzystaniem opracowanego systemu

Na podstawie przeprowadzonych eksperymentów można stwierdzić, że przy wykorzystaniu algorytmu detekcji punktu fiksacji z ciemną źrenicą uzyskano większy kontrast pomiędzy tęczówką a źrenicą, a zatem wykrycie źrenicy, a w konsekwencji środka źrenicy, może być dokładniejsze [4][5][6].

4. WNIOSKI KOŃCOWE

Należy zwrócić uwagę na fakt, iż docelową grupą użytkowników systemu są dzieci w wieku szkolnym. W związku z tym niezwykle istotna jest szybka i skuteczna detekcja przyczyn problemów z nauką (w tym także amblyopii), a następnie ich skuteczna eliminacja we wczesnej fazie edukacji.

Opracowywany system może również znaleźć zastosowanie w diagnostyce widzenia przestrzennego u osób, które są zainteresowane korzystaniem z nowoczesnych odbiorników TV i monitorów działających w technologii trójwymiarowej (3D). Tego typu technologie znajdują się aktualnie w stadium poprzedzającym ich masowe upowszechnienie, jednak nie wszystkie osoby będą mogły z nich korzystać, zwłaszcza jeżeli nie przeprowadzi się odpowiedniej diagnostyki i terapii widzenia obuocznego.

5. BIBLIOGRAFIA

1. Optometrists network, <http://www.children-special-needs.org/>
2. Feiyue Qiu, Liping Wang, Yujun Liu, Haojun Li: Research on Interactive System Of Amblyopia Treatment, *Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 2007. ICBBE 2007. The 1st International Conference on 6-8 July 2007 Page(s): 1177 – 1180. ISBN 1-4244-1120-3
3. Kosikowski Ł., Czyżewski A.: Computer Based System for Strabismus and Amblyopia Therapy, 2nd International Symposium on Multimedia – Applications and Processing, pp. 407 - 410, Mrągowo, Polska, 12-14

- October 2009. ISBN 978-83-60810-22-4, ISSN 1896-7094
4. Rybacki R.: System do detekcji punktu fiksacji wzroku Eyetracker, Raport Wewnętrzny, 2009.
5. Czyżewski A., Kunka B., Kurkowski M., Branchat R.: Comparison of developed gaze point estimation methods, *Signal Processing: Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications, SPA IEEE 2008: New Trends in Audio and Video*, p. 133-136, Poznań, 25-27.09.2008.
6. Kunka B., Czyżewski A., Kostek B.: Concentration tests: An application of gaze tracker to concentration exercises, *Proc. 1st International Conference on Computer Supported Education CSEDU 2009*, p. 66, Lizbona, Portugalia, 23-26.03.2009.
7. Feiyue Qiu, Yujun Liu, Liping Wang, Li Yu: Interactive binocular amblyopia treatment system with full-field vision based on virtual reality, *Int. Conf. Bioinformatics and Biomedical Engineering*, July 6-8, 2007, pp. 1257 – 1260. ISBN 1-4244-1120-3
8. Van Eenwyk, J.; Agah, A.; Cibis, G.W.: Automated human vision assessment using computer vision and artificial intelligence, *System of Systems Engineering*, 2008. SoSE '08. IEEE International Conference on 2-4 June 2008 Page(s):1 – 6. ISBN 978-1-4244-2172-5
9. Augustyniak P., Tadeusiewicz R.: Ubiquitous Cardiology: Emerging Wireless Telemedical Applications, *Medical Information Science Reference*, Hershley, New York (2009), ISBN 1-6056-6080-9

6. PODZIĘKOWANIA

Praca wykonana w ramach projektu pt.: "Opracowanie typoszeregu komputerowych interfejsów multimodalnych oraz ich wdrożenie w zastosowaniach edukacyjnych, medycznych, w obronności i w przemyśle". Projekt jest współfinansowany ze środków Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego i budżetu państwa.

CONTACTLESS EYE-GAZE TRACKING AS A SUPPORT FOR BINOCULAR VISION IMPAIRMENTS THERAPY

Key-words: stereoscopic vision, amblyopia, eye-gaze tracking system

The lack of binocular vision is a serious vision impairment that deserves more attention. Binocular vision impairments often result in partial or total loss of stereoscopic vision. This paper describes a concept of a measurement and therapy system for the binocular vision impairments by using eye-gaze tracking system. The distance between human eyes and the LCD display is controlled by the gaze-tracking system. That system precisely analyzes the eye gazes and head position, and allows for taking measurements with a high precision. Because the measurement process is discrete, the interpolation and extrapolation algorithms of the results are required. When user looks on the screen between coordinates of the measurement points the new transform factors are calculated.